

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-117857

(43)Date of publication of application : 23.04.2003

(51)Int.Cl.

B25J 5/00  
G05D 1/02

(21)Application number : 2002-050790

(71)Applicant : HONDA MOTOR CO LTD

(22)Date of filing : 27.02.2002

(72)Inventor : KAWAI MASAKAZU  
IKEUCHI YASUSHI  
KATO HISASHI

(30)Priority

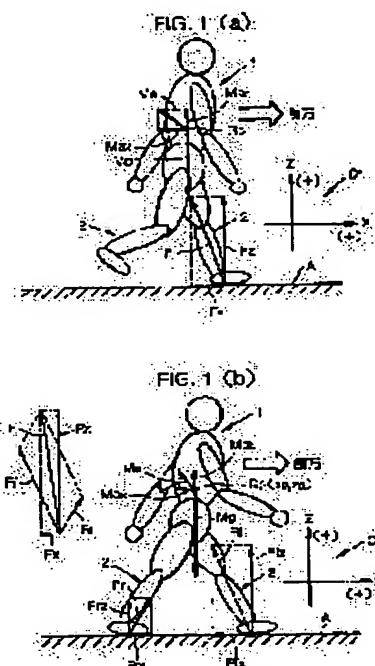
Priority number : 2001234155 Priority date : 01.08.2001 Priority country : JP

**(54) FLOOR REACTION FORCE PRESUMING METHOD FOR BIPEDAL WALK MOVING BODY AND JOINT MOMENT PRESUMING METHOD FOR BIPEDAL WALK MOVING BODY**

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To grasp the floor reaction force acting on any leg of a bipedal walk moving body such as a human being or the moment acting on a joint of the leg using a relatively simple method on the real-time basis accurately.

**SOLUTION:** Judgement is made whether the condition of leg motions is in the single leg supported condition or the double leg supported condition, and the total floor reaction force  $F$  is presumed on the basis of the equation of motion of the center of gravity  $G_0$  of this bipedal walk moving body 1. In case of single leg supported condition, the presumptive value of the total floor reaction force  $F$  is used directly as the presumptive value of the floor reaction force of that leg 2 which is grounded, and in case of double leg supported condition, the floor reaction force  $F_r$  of the rear located leg 2 is determined using the measuring data about the elapsed time of that condition and the moving speed of the moving body 1 and the characteristic data predetermined, and the floor reaction force  $F_f$  of the front located leg 2 is determined by subtracting the obtained floor reaction force  $F_r$  from the total floor reaction force  $F$ .

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

29.11.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-117857

(P2003-117857A)

(43) 公開日 平成15年4月23日 (2003.4.23)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト* (参考)
B 2 5 J 5/00		B 2 5 J 5/00	F 3 C 0 0 7
G 0 5 D 1/02		G 0 5 D 1/02	Z 5 H 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2002-50790 (P2002-50790)

(22) 出願日 平成14年2月27日 (2002.2.27)

(31) 優先権主張番号 特願2001-234155 (P2001-234155)

(32) 優先日 平成13年8月1日 (2001.8.1)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000005326  
本田技研工業株式会社  
東京都港区南青山二丁目1番1号

(72) 発明者 河合 雅和  
埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会  
社本田技術研究所内

(72) 発明者 池内 康  
埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会  
社本田技術研究所内

(74) 代理人 100077805  
弁理士 佐藤 辰彦 (外1名)

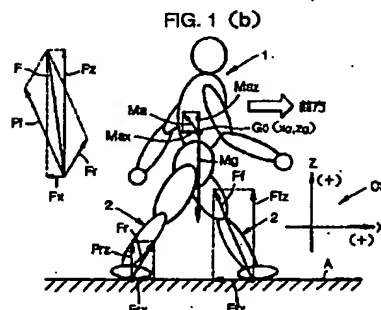
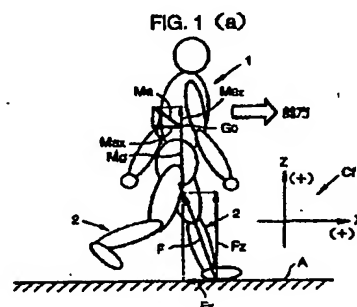
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 二足歩行移動体の床反力推定方法及び二足歩行移動体の関節モーメント推定方法

#### (57) 【要約】

【課題】 比較的簡単な手法で人間等の二足歩行移動体の脚体に作用する床反力や脚体の関節に作用するモーメントを精度よくリアルタイムで把握することができる方法を提供する。

【解決手段】 脚体2の運動状態が単脚支持状態であるか両脚支持状態であるかを逐次判断すると共に、二足歩行移動体1の重心G0の運動方程式に基づいて全床反力Fを推定する。単脚支持状態であるときには、全床反力Fの推定値をそのまま接地している脚体2の床反力の推定値とし、両脚支持状態であるときには、その両脚支持状態の経過時間及び二足歩行移動体1の移動速度の計測データとあらかじめ定めた特性データとを用いて後側の脚体2の床反力F<sub>r</sub>を求め、その床反力F<sub>r</sub>を全床反力Fから差し引くことにより、前側の脚体2の床反力F<sub>f</sub>を求める。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】二足歩行移動体の各脚体に作用する床反力を推定する方法であって、

前記二足歩行移動体の脚体の運動状態がその一方のみの脚体が接地している単脚支持状態であるか両脚体が接地している両脚支持状態であるかを判断する第1ステップと、前記二足歩行移動体の重心の位置を逐次求めつつ、該重心の位置の時系列データを用いて床に対して固定された絶対座標系での該重心の加速度を逐次求める第2ステップと、前記二足歩行移動体の重量と重力加速度と前記重心の加速度と各脚体に作用する床反力の合力である全床反力とにより表される該重心の運動方程式に基づき、該全床反力の推定値を逐次求める第3ステップと、前記両脚支持状態が開始する毎にその開始時からの経過時間を該両脚支持状態の終了時まで逐次計測する第4ステップと、少なくとも各回の両脚支持状態の開始以前に二足歩行移動体の移動速度を計測する第5ステップとを備え、

前記二足歩行移動体の単脚支持状態であるときには、前記全床反力の推定値を接地している単一の脚体に作用する床反力の推定値として逐次求め、

前記二足歩行移動体の両脚支持状態であるときには、両脚体のうち、該二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する一方の脚体に作用する床反力の、前記両脚支持状態の経過時間及び二足歩行移動体の移動速度に対する変化の特性を表すものとしてあらかじめ定めた特性データに基づき、該一方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めると共に、その求めた該一方の脚体の床反力の推定値を前記全床反力の推定値から差し引くことにより、他方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めることを特徴とする二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項2】前記特性データは、前記両脚支持状態の開始時における前記全床反力に対する前記一方の脚体の床反力の割合と、該両脚支持状態の開始時から終了時までの継続時間に対する前記経過時間の割合との関係を表すデータであり、

前記二足歩行移動体の移動速度と前記両脚支持状態の継続時間とのあらかじめ定めた相関関係に基づいて、該移動速度の計測値から該両脚支持状態の継続時間を推定し、その両脚支持状態の継続時間の推定値と前記経過時間の計測値と該両脚支持状態の開始時における前記全床反力の推定値と前記特性データとから前記一方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めることを特徴とする請求項1記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項3】前記二足歩行移動体の各脚体の膝関節の下側の下腿部の傾斜角度と該脚体の股関節及び膝関節の間の大腿部の傾斜角度とをそれぞれ各回の両脚支持状態の開始時に計測するステップと、各回の両脚支持状態の開始時に二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する脚体の股関節に対する該脚体の下腿部の下端部の位置

の、前回の両脚支持状態の開始時からの該二足歩行移動体の進行方向における移動量を、該脚体の大腿部及び下腿部の傾斜角度の計測値と該脚体の大腿部及び下腿部のあらかじめ求めたサイズとに基づき該両脚支持状態の開始毎に算出するステップと、各回の両脚支持状態の開始時から次の両脚支持状態の開始時までの経過時間を一歩分経過時間として計測するステップとを備え、前記第5ステップでは、各回の両脚支持状態の開始毎に、その開始時に算出された前記移動量を、前回の両脚支持状態の開始時から今回の両脚支持状態の開始時まで計測された前記一歩分経過時間により除算することにより、前記移動速度の計測値を求めることを特徴とする請求項1又は2記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項4】前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の股関節寄りの下部の上下方向の加速度を逐次計測するステップを備え、前記第1ステップでは、前記胴体の下部の上下方向の加速度があらかじめ定めた所定の閾値以上に上昇した時に前記両脚支持状態が開始すると共に前記単脚支持状態が終了し、且つ、前記両脚支持状態で二足歩行移動体の進行方向に向かって後側の脚体に作用する前記床反力の推定値があらかじめ定めた所定の閾値以下に低下した時に前記両脚支持状態が終了すると共に前記単脚支持状態が開始するとして、前記二足歩行移動体の運動状態を判断することを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項5】前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の股関節寄りの下部の上下方向の加速度を計測するステップを備え、前記第1ステップでは、前記胴体の下部の上下方向の加速度があらかじめ定めた所定の閾値以上に上昇した時に前記両脚支持状態が開始すると共に前記単脚支持状態が終了し、且つ、前記両脚支持状態の開始時からの経過時間の計測値が該両脚支持状態の継続時間の推定値に達した時に前記両脚支持状態が終了すると共に前記単脚支持状態が開始するとして、前記二足歩行移動体の運動状態を判断することを特徴とする請求項2記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項6】前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の傾斜角度と、各脚体の少なくとも股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体のあらかじめ定めた基準点の前記絶対座標系における加速度とをそれぞれ逐次計測するステップを備え、前記第2ステップでは、前記胴体の傾斜角度と、前記股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体を複数の剛体の連結体として表してなる剛体リンクモデルと、該剛体リンクモデルの各剛体に対応する二足歩行移動体の各剛体相当部のあらかじめ求めた重量と、各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置とに基づき、前記基準点に対する前記二足歩行移動体の重心の位置を逐次求めると共に、その重心の位

置の時系列データに基づき該基準点に対する該重心の加速度を逐次求め、その基準点に対する該重心の加速度と、前記絶対座標系における該基準点の加速度とから該絶対座標系での前記重心の加速度を求めることを特徴とする請求項1～5のいずれか1項に記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項7】前記基準点は、前記胴体に設定されていることを特徴とする請求項6記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項8】前記胴体は、前記両脚体に股関節を介して連結された腰部と、該腰部上に該腰部に対して傾斜可能に存する胸部とを有し、前記重心の位置を求めるために用いる前記胴体の傾斜角度は、前記腰部及び胸部のそれぞれの傾斜角度であることを特徴とする請求項6又は7記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項9】前記剛体リンクモデルは、前記二足歩行移動体の各脚体の膝関節の下側の下腿部と、該膝関節及び前記股関節の間の大腿部と、前記腰部と、該腰部の上側に存する前記胸部を含む上部とをそれぞれ剛体として表したモデルであることを特徴とする請求項8記載の二足歩行移動体の床反力推定方法。

【請求項10】請求項1～5のいずれか1項に記載の二足歩行移動体の床反力推定方法により逐次求めた前記各脚体に係る床反力の推定値を用いて前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用するモーメントを推定する方法であって、

前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の傾斜角度と、前記各脚体の少なくとも股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、記二足歩行移動体のあらかじめ定めた基準点の前記絶対座標系における加速度とをそれぞれ逐次計測するステップと、

前記胴体の傾斜角度と、前記各脚体の股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体を複数の剛体の連結体として表してなる剛体リンクモデルとに基づき、該剛体リンクモデルの各剛体に対応する二足歩行移動体の各剛体相当部の傾斜角度を逐次求めるステップと、

前記各剛体相当部の傾斜角度と各剛体相当部のあらかじめ求めた重量と各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置とに基づき、前記基準点に対する各剛体相当部の重心の位置を逐次求めると共に、その各剛体相当部の重心の位置の時系列データに基づき該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、

該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度と、前記絶対座標系における前記基準点の加速度とから該絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、

前記各剛体相当部の傾斜角度の時系列データに基づき各剛体相当部の角加速度を逐次求めるステップと、

前記二足歩行移動体の剛体相当部としての各脚体の大腿部の傾斜角度と、該脚体の膝関節の屈曲角度とのうちの少なくとも一方に基づき、該二足歩行移動体における各脚体の床反力作用点の推定位置を逐次求めるステップとを備え、

前記床反力の推定値と、前記床反力作用点の推定位置と、前記絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度及び該剛体相当部の角加速度と、各剛体相当部の傾斜角度と、各剛体相当部のあらかじめ求めた重量及びサイズと、各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置と、各剛体相当部のあらかじめ求めた慣性モーメントとを用いて逆動力学モデルに基づき前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用するモーメントを推定することを特徴とする二足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【請求項11】請求項6～9のいずれか1項に記載の二足歩行移動体の床反力推定方法により逐次求めた前記各脚体に係る床反力の推定値を用いて前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用するモーメントを推定する方法であって、

前記胴体の傾斜角度と、前記各脚体の股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記剛体リンクモデルとに基づき、該剛体リンクモデルの各剛体に対応する二足歩行移動体の各剛体相当部の前記絶対座標系における傾斜角度を逐次求めるステップと、

前記各剛体相当部の傾斜角度と各剛体相当部のあらかじめ求めた重量と各剛体相当部における該剛体相当部の重心の位置とに基づき、前記基準点に対する各剛体相当部の重心の位置を逐次求めると共に、その各剛体相当部の重心の位置の時系列データに基づき該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度と、前記絶対座標系における前記基準点の加速度とから該絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、

前記各剛体相当部の傾斜角度の時系列データに基づき各剛体相当部の角加速度を逐次求めるステップと、

前記二足歩行移動体の剛体相当部としての各脚体の大腿部の傾斜角度と、該脚体の膝関節の屈曲角度とのうちの少なくとも一方に基づき、該二足歩行移動体における各脚体の床反力作用点の推定位置を逐次求めるステップとを備え、

前記床反力の推定値と、前記床反力作用点の推定位置と、前記絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度及び該剛体相当部の角加速度と、各剛体相当部の傾斜角度と、各剛体相当部のあらかじめ求めた重量及びサイズと、各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置と、各剛体相当部のあらかじめ求めた慣性モーメントとを用いて逆動力学モデルに基づき前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用

するモーメントを推定することを特徴とする二足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人間や二足歩行ロボット等の二足歩行移動体の脚体に作用する床反力を推定する方法に関する。さらに、その床反力の推定値を用いて二足歩行移動体の脚体の関節に作用するモーメントを推定する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】例えば人間の歩行動作を補助する歩行アシスト装置の動作制御や、二足歩行ロボットの移動動作の制御を行なう場合、人間や二足歩行ロボットの脚体に作用する床反力（詳しくは、脚体の接地部に床から作用する力）を逐次把握することが必要となる。この床反力を把握することで、二足歩行移動体の脚体の関節に作用するモーメント等を把握することが可能となり、その把握されたモーメント等に基づいて歩行アシスト装置の目標補助力や、二足歩行ロボット各関節の目標駆動トルク等を決定することが可能となる。

【0003】前記床反力を把握する手法としては、例えば特開2000-249570号公報に開示されているものが知られている。この技術では、二足歩行移動体の定常的な歩行時に各脚体の床反力の経時変化の波形が周期的に変化することから、各脚体の床反力を、歩行周期の $1/n$ （ $n=1, 2, \dots$ ）の互いに異なる周期を有する複数の三角関数の合成値（一次結合）として把握するものである。この場合、複数の三角関数を合成する際の各三角関数の重み係数は、二足歩行移動体毎にあらかじめ定めた所定値やそれを地形に応じて調整した値が用いられている。

【0004】しかしながら、かかる技術では、二足歩行移動体の歩分もしくは複数歩分について脚体の床反力を把握しようとするものであるため、二足歩行移動体の歩容が逐次変化するような場合には、床反力を精度よく把握することは困難である。また、把握される床反力の精度を高めるためには、前記三角関数の重み係数を二足歩行移動体毎に設定したり、地形等に応じて調整したりしなければならないので、二足歩行移動体の移動環境や二足歩行移動体の個体差の影響を少なくして、床反力を精度よく把握するようにすることが困難である。

【0005】また、例えば二足歩行ロボットにおいては、各脚体の足首部や足平部に6軸力センサ等の力センサを取り付け、この力センサの出力により床反力を把握するものも知られている。さらに、床に設置したフォースプレート上で二足歩行移動体を歩行させ、該フォースプレートの出力により床反力を把握する手法も知られている。

【0006】しかしながら、力センサを用いる技術では、特に人間の脚体の床反力を把握しようとする場合に

は、人間の足首部や足平部に力センサを取り付けなければならないため、通常的な生活環境下では、該力センサが歩行の邪魔になってしまうという不都合がある。また、フォースプレートを用いるものでは、該フォースプレートが設置された環境下でしか床反力を把握できない。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明はかかる背景に鑑みてなされたものであり、比較的簡単な手法で床反力を精度よくリアルタイムで把握することができ、特に二足歩行移動体としての人間に係る床反力を把握する上で好適な床反力推定方法を提供することを目的とする。

【0008】さらに、その床反力の推定値を用いて脚体の膝関節等の関節に作用するモーメントを精度よくリアルタイムで把握することができる二足歩行移動体の関節モーメント推定方法を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】まず、本発明の二足歩行移動体の床反力推定方法の基本的な考え方を説明する。

【0010】二足歩行移動体の脚体の運動状態（歩行動作時の脚体の運動状態）は、図1(a)に例示するように二足歩行移動体1の両脚体2、2のうちの一方の脚体2（図では進行方向で前側の脚体）のみが接地する単脚支持状態と、図1(b)に示すように両脚体2、2が接地する両脚支持状態とがある。

【0011】ここで、両脚体2、2に床Aから作用する全床反力をFとおくと、該全床反力Fは、図1(a)の単脚支持状態では、接地している脚体2に作用する床反力に等しく、また、図2(a)の両脚支持状態では、両脚体2、2にそれぞれ作用する床反力 $F_f$ 、 $F_r$ の合力である。また、二足歩行移動体1が運動を行う床Aに対して固定した絶対座標系Cfにおける二足歩行移動体1の重心G0の加速度aのX軸方向（二足歩行移動体2の進行方向での水平方向）、Z軸方向（鉛直方向）の成分をそれぞれ $a_x$ 、 $a_z$ 、二足歩行移動体1に作用する全床反力FのX軸方向、Z軸方向の成分をそれぞれ $F_x$ 、 $F_z$ とおくと、重心G0の運動方程式（詳しくは、重心G0の並進運動に関する運動方程式）は、次式(1)により表される。

【0012】

$$(F_x, F_z - M \cdot g) = M \cdot (a_x, a_z) \quad \dots (1)$$

（但し、M：二足歩行移動体の重量、g：重力加速度）

【0013】尚、式(1)中の両辺の括弧部分( , )は2成分のベクトルを意味している。本明細書では

( , ) という形の表記は、ベクトルを表す。

【0014】つまり、重心G0の運動方程式は、該重心G0の加速度aと二足歩行移動体1の重量Mとの積が、該重心G0に作用する重力(=M・g)と、前記全床反力Fとの合力に等しいという関係式になる。

【0015】従って、二足歩行移動体1の重心G0の加

速度  $a = {}^T(a_x, a_z)$  を把握すれば、その加速度  $a$  と、二足歩行移動体 1 の重量  $M$  の値と、重力加速度  $g$  の値とを用いて、次式 (2) により、全床反力  $F = {}^T(F_x, F_z)$  の推定値を得ることができることとなる。

【0016】

$${}^T(F_x, F_z) = M \cdot {}^T(a_x, a_z + g) \quad \dots\dots (2)$$

【0017】そして、図 1 (a) の単脚支持状態では、接地している単一の脚体 2 に作用する床反力は、上記全床反力  $F$  に等しいので、式 (2) によりその単一の脚体 2 に作用する床反力  $F$  の推定値が得られることとなる。

【0018】この場合、床反力  $F$  の推定値を得るために必要な重量  $M$  は、あらかじめ計測等により把握することができる。また、重心  $G_0$  の位置や加速度  $a$  については、詳細は後述するが、二足歩行移動体 1 の各関節の屈曲角度 (回転角度) を検出するセンサや、加速度センサ、ジャイロセンサ等のセンサの出力を用いて公知の手法等により逐次把握することが可能である。

【0019】一方、図 1 (b) の両脚支持状態に関し、二足歩行移動体 1 の進行方向に向かって後側に存する脚体 2 に作用する床反力を  $F_r = {}^T(F_{rx}, F_{rz})$ 、前側に存する脚体 2 に作用する床反力を  $F_f = {}^T(F_{fx}, F_{fz})$  とおく。このとき、詳細は後述するが、本願発明者等の知見によれば、特に、後側の脚体 2 に作用する床反力  $F_r$  の各成分  $F_{rx}$ 、 $F_{rz}$  は、それぞれ両脚支持状態の開始時からの経過時間及び二足歩行移動体 1 の移動速度に対して顕著な相関性を有する特徴的な変化の特性を呈する。従って、そのような特性を表す特性データ (マップやデータテーブル、近似関数式等) を各種実験やシミュレーション等に基づいてあらかじめ定めておけば、その特性データに基づいて、後側の脚体 2 に作用する床反力  $F_r$  を推定することが可能である。そして、後側の脚体 2 に作用する床反力  $F_r$  と前側の脚体 2 に作用する床反力  $F_f$  の合力が前記式 (2) により得られる全床反力  $F$  であるので、次式 (3) のように、この全床反力  $F$  の推定値から、上記のように特性データに基づいて求められる後側の脚体 2 に作用する床反力  $F_r$  の推定値を差し引く (ベクトルの減算) ことにより、前側の脚体 2 に作用する床反力  $F_f$  の推定値を求めることが可能である。

【0020】

$$F_f = F - F_r = {}^T(F_x - F_{rx}, F_z - F_{rz}) \quad \dots\dots (3)$$

【0021】従って、両脚支持状態においては、二足歩行移動体 1 の移動速度や両脚支持状態の開始時からの経過時間を把握すれば、それらの計測値や前記全床反力  $F$  の推定値を用いて両脚体 2 の床反力  $F_r$ 、 $F_f$  の推定値を求めることが可能である。この場合、二足歩行移動体 1 の移動速度は、詳細は後述するが、例えば各脚体 2 の大腿部や下腿部の傾斜角度の計測データ等を用いて把握することが可能である。

【0022】以上説明したことを基礎として、本発明を次に説明する。本発明の二足歩行移動体の床反力推定方

法、すなわち、二足歩行移動体の各脚体に作用する床反力を推定する方法は、前記の目的を達成するために、前記二足歩行移動体の脚体の運動状態がその一方のみの脚体が接地している単脚支持状態であるか両脚体が接地している両脚支持状態であるかを判断する第 1 ステップと、前記二足歩行移動体の重心の位置を逐次求めつつ、該重心の位置の時系列データを用いて床に対して固定された絶対座標系での該重心の加速度を逐次求める第 2 ステップと、前記二足歩行移動体の重量と重力加速度と前記重心の加速度と各脚体に作用する床反力の合力である全床反力とにより表される該重心の運動方程式に基づき、該全床反力の推定値を逐次求める第 3 ステップと、前記両脚支持状態が開始する毎にその開始時からの経過時間を該両脚支持状態の終了時まで逐次計測する第 4 ステップと、少なくとも各回の両脚支持状態の開始以前に二足歩行移動体の移動速度を計測する第 5 ステップとを備える。そして、本発明の床反力推定方法は、前記二足歩行移動体の単脚支持状態であるときには、前記全床反力の推定値を接地している単一の脚体に作用する床反力の推定値として逐次求め、また、前記二足歩行移動体の両脚支持状態であるときには、両脚体のうち、該二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する一方の脚体に作用する床反力の、前記両脚支持状態の経過時間及び二足歩行移動体の移動速度に対する変化の特性を表すものとしてあらかじめ定めた特性データに基づき、該一方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めると共に、その求めた該一方の脚体の床反力の推定値を前記全床反力の推定値から差し引くことにより、他方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めることを特徴とするものである。

【0023】かかる本発明によれば、前記第 3 ステップにおいて、二足歩行移動体の重量、重力加速度及び重心の加速度の値から、二足歩行移動体の重心の前述の運動方程式 (式 (1) 参照) に基づいて前記全床反力の推定値 (式 (2) 参照) が逐次求められる。そして、前記第 1 ステップにおいて、二足歩行移動体の脚体の運動状態が単脚支持状態であるか両脚支持状態であるかが判断され、それぞれの支持状態に応じた手法により前記床反力の推定値が求められる。すなわち、二足歩行移動体の単脚支持状態では、前記全床反力の推定値がそのまま、接地している単一の脚体に作用する床反力の推定値として得られる。尚、このとき、接地していない脚体 (遊脚側の脚体) に作用する床反力は「0」である。

【0024】また、二足歩行移動体の両脚支持状態では、まず、該二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する一方の脚体に作用する床反力の推定値が、該両脚支持状態の開始時からの経過時間の計測データや、二足歩行移動体の移動速度の計測データを用いることで前記特性データに基づいて求められる。そして、他方の脚体に作用する床反力の推定値は、上記一方の脚体の床反



力の推定値を前記第3ステップで求められる全床反力の推定値から差し引く（ベクトルの減算を行う）ことで求められる（式（3）を参照）。

【0025】ここで、本発明で単脚支持状態及び両脚支持状態のいずれでも各脚体に作用する床反力を求めるために前記全床反力の推定値が用いられる。そして、この全床反力の推定値を求めるために必要な二足歩行移動体の重量は、あらかじめ計測等により把握しておけばよい。また、二足歩行移動体の重心の位置や加速度は、二足歩行移動体の各関節の屈曲角度（回転角度）を検出するセンサ（ポテンショメータ等）や、加速度センサ、ジャイロセンサ等、比較的小型で二足歩行移動体への装備が容易なセンサの出力のデータを用いてリアルタイムで把握することが可能である。

【0026】従って、本発明の床反力推定方法によれば、二足歩行移動体の足首部や足平部に力センサを装着したり、フォースプレートを使用したりすることなく、比較的簡単な手法で床反力をリアルタイムで把握することができる。

【0027】かかる本発明の床反力推定方法では、前記特性データは、例えば前記両脚支持状態の開始時における前記全床反力に対する前記一方の脚体の床反力の割合と、該両脚支持状態の開始時から終了時までの継続時間に対する前記経過時間の割合との関係を表すデータであり、前記二足歩行移動体の移動速度と前記両脚支持状態の継続時間とのあらかじめ定めた相関関係に基づいて、該移動速度の計測値から該両脚支持状態の継続時間を推定し、その両脚支持状態の継続時間の推定値と前記経過時間の計測値と該両脚支持状態の開始時における前記全床反力の推定値と前記特性データとから前記一方の脚体に作用する床反力の推定値を逐次求めることが好適である。

【0028】すなわち、本願発明者等の知見によれば、前記両脚支持状態の開始時における前記全床反力に対する前記一方の脚体（二足歩行移動体の進行方向に向かって後側の脚体）の床反力の割合と、該両脚支持状態の開始時から終了時までの継続時間に対する前記経過時間の割合との関係に着目したとき、該床反力の割合は、二足歩行移動体の移動速度等によらずに、該経過時間の割合に対してほぼ一定の変化を呈する。このため、前記特性データを、上記のような床反力の割合と経過時間の割合との関係を表すデータとして定めることにより、該特性データの設定が容易になる。

【0029】この場合、上記経過時間の割合の基準となる両脚支持状態の継続時間は、二足歩行移動体の移動速度に応じて変化し、該移動速度が一定であれば、両脚支持状態の継続時間もほぼ一定となる。このため、該移動速度と両脚支持状態の継続時間との相関関係をあらかじめ定めておくことで、該移動速度の計測値からその相関関係に基づいて適正に両脚支持状態の継続時間を推定す

ることができる。また、前記一方の脚体に作用する床反力の割合の基準となる全床反力は、二足歩行移動体の重心の運動方程式に基づいて推定されるものである。

【0030】従って、両脚支持状態における各脚体の床反力の推定に関して、前述のように両脚支持状態の開始時の全床反力を基準とした前記一方の脚体の床反力の割合と、該両脚支持状態の継続時間を基準とした前記経過時間の割合との相関データとして前記特性データを定め、この特性データに、移動速度の計測値に応じて求める両脚支持状態の継続時間の推定値と、該両脚支持状態の経過時間の計測値と、両脚支持状態の開始時の全床反力の推定値とを適用することで、前記一方の脚体に作用する床反力の推定値を精度よく適正に求めることができる。

【0031】尚、床反力はベクトル量であるので、前記一方の脚体の床反力の全床反力に対する割合は、より詳しくは、該床反力の、ある適当な座標系（例えば二足歩行移動体が移動する床に対して固定された座標系）における各成分毎の割合である。

【0032】また、本発明の床反力推定方法では、前記第5ステップで二足歩行移動体の移動速度を計測するために、例えば該二足歩行移動体の各脚体の膝関節の下側の下腿部の傾斜角度と該脚体の股関節及び膝関節の間の大腿部の傾斜角度とをそれぞれ各回の両脚支持状態の開始時に計測するステップと、各回の両脚支持状態の開始時に二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する脚体の股関節に対する該脚体の下腿部の下端部の位置の、前回の両脚支持状態の開始時からの該二足歩行移動体の進行方向における移動量を、該脚体の大腿部及び下腿部の傾斜角度の計測値と該脚体の大腿部及び下腿部のあらかじめ求めたサイズとに基づき該両脚支持状態の開始毎に算出するステップと、各回の両脚支持状態の開始時から次の両脚支持状態の開始時までの経過時間を一歩分経過時間として計測するステップとを備える。そして、前記第5ステップでは、各回の両脚支持状態の開始毎に、その開始時に算出された前記移動量を、前回の両脚支持状態の開始時から今回の両脚支持状態の開始時までで計測された前記一歩分経過時間により除算することにより、前記移動速度の計測値を求める。

【0033】すなわち、各回の両脚支持状態の開始時に二足歩行移動体の進行方向に向かって後側に存する脚体（この脚体は各回の両脚支持状態の開始直前の単脚支持状態で接地していた脚体である）の股関節に対する該脚体の下腿部の下端部の位置の、前回の両脚支持状態の開始時からの該二足歩行移動体の進行方向における移動量が、前回の両脚支持状態の開始時から、今回の両脚支持状態の開始時までの一歩あたりに脚体の股関節の部分（脚体の基端部）が移動した量となる。従って、この移動量を前回の両脚支持状態の開始時から今回の両脚支持状態の開始時までの経過時間である前記一歩分経過時間



により除算することにより、その一歩分経過時間の期間における二足歩行移動体の平均的な移動速度が求まることとなる。そして、この場合、前記移動量は、両脚支持状態の開始時に後側に存する脚体の大腿部及び下腿部のそれぞれの、今回及び前回の両脚支持状態の開始時における傾斜角度の計測値と、それらの大腿部及び下腿部のサイズ（より詳しくは長さ）のデータとを用いて幾何学的な演算により求めることができる。また、各脚体の大腿部及び下腿部の傾斜角度は、各脚体の各関節の屈曲角度を検出するセンサや加速度センサ、ジャイロセンサ等のセンサを用いて計測することが可能である。

【0034】従って、両脚支持状態における各脚体に作用する床反力の推定値を求めるために必要な二足歩行移動体の移動速度を大型なセンサ等を使用することなく容易に計測することができる。しかも、その計測される移動速度は、各回の両脚支持状態の開始直前の移動速度であるので、その信頼性が高まり、ひいては、両脚支持状態における床反力の推定値の精度を高めることができる。

【0035】また、本発明の床反力推定方法では、前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の股関節寄りの下部の上下方向の加速度を逐次計測するステップを備え、前記第1ステップでは、前記胴体の下部の上下方向の加速度があらかじめ定めた所定の閾値以上に上昇した時に前記両脚支持状態が開始すると共に前記単脚支持状態が終了し、且つ、前記両脚支持状態で二足歩行移動体の進行方向に向かって後側の脚体に作用する前記床反力の推定値があらかじめ定めた所定の閾値以下に低下した時に前記両脚支持状態が終了すると共に前記単脚支持状態が開始するとして、前記二足歩行移動体の運動状態を判断する。

【0036】あるいは、特に、前記両脚支持状態の終了（単脚支持状態の開始）の判断に関しては、前述のように両脚支持状態の継続時間を推定する本発明では、前記両脚支持状態の開始時からの経過時間の計測値が該両脚支持状態の継続時間の推定値に達した時に前記両脚支持状態が終了すると共に前記単脚支持状態が開始するとして、前記二足歩行移動体の運動状態を判断するようにしてもよい。

【0037】すなわち、二足歩行移動体の移動時（歩行時）に、脚体の運動状態が単脚支持状態から両脚支持状態に移行する際に、遊脚側の脚体が接地することで、胴体の下部の上下方向の加速度（上向きの加速度）が一時的に顕著に大きなものとなる。そして、この現象は、脚体の他の運動状態では一般には生じない。従って、上記加速度を所定の閾値（比較的大きな値の閾値）と比較することで、単脚支持状態の終了及び両脚支持状態の開始を適正に把握することができる。

【0038】また、脚体の運動状態が両脚支持状態から単脚支持状態に移行する際には、一方の脚体の離床動作

が行なわれることで、その脚体に作用する床反力は、「0」に低下していく。従って、その脚体に作用する床反力を所定の閾値（例えば「0」より若干大きい閾値）と比較することで、両脚支持状態の終了及び単脚支持状態の開始を適正に把握することができる。また、特に両脚支持状態の継続時間を推定する場合には、脚体の運動状態が両脚支持状態から単脚支持状態に移行する際に、該両脚支持状態の開始時からの経過時間が上記継続時間の推定値に達するので、それによって、両脚支持状態の終了及び単脚支持状態の開始を適正に把握できる。

【0039】このように脚体の運動状態を判断することで、単脚支持状態であるか両脚支持状態であるかの判断を適正に行うことができる。この結果、単脚支持状態と両脚支持状態とで異なるものとなる床反力の推定値の算出手法を的確なタイミングで切り替えることができ、ひいては、該床反力の推定値の精度を高めることができる。また、脚体の運動状態の判断のために必要な胴体の下部の上下方向の加速度は、例えば該胴体の下部に加速度センサを取り付けておくことで、該加速度センサの出力により容易に把握することができる。

【0040】尚、人間のように、前記胴体が両脚体に股関節を介して連結された腰部と、該腰部上に該腰部に対して傾斜可能に存する胸部とを有するよう場合には、計測する胴体の下部の上下方向の加速度は、前記腰部の上下方向の加速度であることが好適である。

【0041】また、本発明の床反力推定方法では、前記第2ステップで二足歩行移動体の重心の位置や該重心の加速度を把握する手法としては、種々の手法が考えられ、また、種々の公知の手法を用いることが可能であるが、次のような手法により、該重心の位置や該重心の加速度を把握することが好適である。

【0042】すなわち、前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の傾斜角度と、各脚体の少なくとも股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体のあらかじめ定めた基準点の前記絶対座標系における加速度とをそれぞれ逐次計測するステップを備え、前記第2ステップでは、前記胴体の傾斜角度と、前記股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体を複数の剛体の連結体として表してなる剛体リンクモデルと、該剛体リンクモデルの各剛体に対応する二足歩行移動体の各剛体相当部のあらかじめ求めた重量と、各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置とに基づき、前記基準点に対する前記二足歩行移動体の重心の位置を逐次求めると共に、その重心の位置の時系列データに基づき該基準点に対する該重心の加速度を逐次求め、その基準点に対する該重心の加速度と、前記絶対座標系における該基準点の加速度とから該絶対座標系での前記重心の加速度を求める。

【0043】ここで、二足歩行移動体に任意に基準点を定めたとき、該基準点に対する二足歩行移動体の重心の

位置は、概ね、胴体と、各脚体の股関節から膝関節にかけての大腿部と、膝関節から下側の下腿部との相互の姿勢関係により定まる。そして、その姿勢関係は、胴体の傾斜角度と、股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度とを計測することで、それらの計測データから把握することが可能である。さらに、詳細は後述するが、二足歩行移動体に対して前記剛体リンクモデル（例えば二足歩行移動体の両脚体の股関節の上側の部分（胴体を含む）、各脚体の大腿部、下腿部を剛体とみなすモデル）を想定したとき、二足歩行移動体の各剛体相当部の重量と、各剛体相当部における該剛体相当部の重心の位置（詳しくは、各剛体相当部に対して固定した座標系における該剛体相当部の位置）と、上記の姿勢関係とに基づいて前記基準点に対する二足歩行移動体の重心の位置を求めることができる。さらに、基準点に対する該重心の加速度は、該重心の位置の時系列データから把握される該重心の位置の2階微分値として求められる。従って、前記絶対座標系における前記基準点の加速度を計測しておくことにより、該絶対座標系における二足歩行移動体の重心の加速度は、該基準点に対する該重心の加速度と、該基準点の加速度との合成加速度として求められることとなる。

【0044】この場合、上述のように二足歩行移動体の加速度を把握するために必要な胴体の傾斜角度は、該胴体に取り付けた加速度センサとジャイロセンサ、又は傾斜計等のセンサの出力から把握することが可能であり、各脚体の股関節及び膝関節の屈曲角度はそれぞれの関節の箇所に取り付けたポテンシオメータ等のセンサの出力により把握することが可能である。また、前記絶対座標系における前記基準点の加速度は、該基準点と一体的な部分に取り付けた加速度センサ等のセンサの出力により把握することが可能である。さらに、二足歩行移動体の各剛体相当部の重量や、各剛体相当部における該剛体相当部の重心の位置は、あらかじめ計測等により把握することが可能である。

【0045】従って、二足歩行移動体に比較的大型なセンサ等を装備したりすることなく、二足歩行移動体の重心の位置や加速度をリアルタイムで容易に把握することが可能となる。

【0046】このように二足歩行移動体の重心の位置や加速度を求める場合、前記基準点は、前記胴体に設定されていることが好適である。これによれば、前記絶対座標系における該基準点の加速度を計測するための加速度センサ等のセンサを胴体に装備することができるため、脚体に装備するセンサを少なくでき、該センサが二足歩行移動体の歩行動作の邪魔になるような事態を回避できる。

【0047】また、人間のように、前記両脚体に股関節を介して連結された腰部と、該腰部上に該腰部に対して傾斜可能に存する胸部とを有し、前記重心の位置を求め

るために用いる前記胴体の傾斜角度は、前記腰部及び胸部のそれぞれの傾斜角度であることが好適である。そして、特にこの場合、前記剛体リンクモデルは、前記二足歩行移動体の各脚体の膝関節の下側の下腿部と、該膝関節及び前記股関節の間の大腿部と、前記腰部と、該腰部の上側に存する前記胸部を含む上体部とをそれぞれ剛体として表したモデルであることが好適である。

【0048】これによれば、特に二足歩行移動体が人間である場合に、その重心の位置や加速度を精度よく把握することができ、ひいては、床反力の推定値の精度を高めることができる。

【0049】次に、本発明の二足歩行移動体の関節モーメント推定方法は、前述した本発明の床反力推定方法により逐次求めた前記各脚体に係る床反力の推定値を用いて前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用するモーメントを推定する方法である。そして、本発明の関節モーメント推定方法は、前記両脚体上に各脚体の股関節を介して支持された胴体の傾斜角度と、前記各脚体の少なくとも股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、記二足歩行移動体のあらかじめ定めた基準点の前記絶対座標系における加速度とをそれぞれ逐次計測するステップと、前記胴体の傾斜角度と、前記各脚体の股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と、前記二足歩行移動体を複数の剛体の連結体として表してなる剛体リンクモデルに基づき、該剛体リンクモデルの各剛体に対応する二足歩行移動体の各剛体相当部の傾斜角度を逐次求めるステップと、前記各剛体相当部の傾斜角度と各剛体相当部のあらかじめ求めた重量と各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置とに基づき、前記基準点に対する各剛体相当部の重心の位置を逐次求めると共に、その各剛体相当部の重心の位置の時系列データに基づき該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、該基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度と、前記絶対座標系における前記基準点の加速度とから該絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度を逐次求めるステップと、前記各剛体相当部の傾斜角度の時系列データに基づき各剛体相当部の角加速度を逐次求めるステップと、前記二足歩行移動体の剛体相当部としての各脚体の大腿部の傾斜角度と、該脚体の膝関節の屈曲角度とのうちの少なくとも一方に基づき、該二足歩行移動体における各脚体の床反力作用点の推定位置を逐次求めるステップとを備え、前記床反力の推定値と、前記床反力作用点の推定位置と、前記絶対座標系における各剛体相当部の重心の加速度及び該剛体相当部の角加速度と、各剛体相当部の傾斜角度と、各剛体相当部のあらかじめ求めた重量及びサイズと、各剛体相当部における該剛体相当部のあらかじめ求めた重心の位置と、各剛体相当部のあらかじめ求めた慣性モーメントとを用いて逆力学モデルに基づき前記二足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用す

るモーメントを推定することを特徴とするものである。

【0050】尚、前述のように、前記床反力推定方法における前記第2ステップで基準点に対する二足歩行移動体の重心の位置等を求めるために、胴体の傾斜角度と、各脚体の股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度と二足歩行移動体の基準点の前記絶対座標系における加速度とをそれぞれ計測するステップを備えたときには、それらを改めて計測する必要はなく、また、前記剛体リンクモデルは、二足歩行移動体の重心の位置等を求めるために用いた剛体リンクモデルと同一の剛体リンクモデルを使用すればよい。

【0051】かかる本発明の関節モーメント推定方法では、胴体の傾斜角度と、股関節及び膝関節のそれぞれの屈曲角度とを計測することで、それらの計測データから胴体、大腿部、下腿部等の二足歩行移動体の各剛体相当部の傾斜角度（これは各剛体相当部の相互の姿勢関係を表す）を把握することが可能である。そして、各剛体相当部の重量と、各剛体相当部における該剛体相当部の重心の位置（詳しくは、各剛体相当部に対して固定した座標系における該剛体相当部の位置）と、上記の各剛体相当部の傾斜角度とに基づいて前記基準点に対する各剛体相当部の重心の位置を求めることができる。さらに、基準点に対する各剛体相当部の重心の加速度は、該重心の位置の時系列データから把握される該重心の位置の2階微分値として求められる。従って、前記絶対座標系における前記基準点の加速度を計測しておくことにより、該絶対座標系における二足歩行移動体の各剛体相当部の重心の加速度が、該重心の基準点に対する加速度と、前記基準点の加速度（絶対座標系での加速度）との合成加速度として求められることとなる。

【0052】さらに、前記各剛体相当部の傾斜角度の時系列データから把握される該傾斜角度の2階微分値として、各剛体相当部の角加速度が求められる。

【0053】また、本願発明者等の知見によれば、二足歩行移動体における各脚体の床反力作用点の位置、例えば、各脚体の足首部に対する該脚体の床反力作用点の位置は、前記二足歩行移動体の剛体相当部としての各脚体の大腿部の傾斜角度や、該脚体の膝関節の屈曲角度と密接な相関関係を有する。従って、該脚体の大腿部の傾斜角度と、膝関節の屈曲角度とのうちの少なくとも一方に基づいて、二足歩行移動体における床反力作用点の推定位置を求めることができる。

【0054】そして、上述のように二足歩行移動体の各剛体相当部の重心の加速度、該剛体相当部の角加速度、床反力作用点の推定位置を求めたとき、前記床反力推定方法により求められる床反力の推定値と併せて、それらのデータ等から、公知の所謂逆動力学モデルに基づいて各脚体の膝関節や股関節に作用するモーメントを推定することができる。この逆動力学モデルに基づく手法は、それを簡略的に言えば、二足歩行移動体の各剛体相当部

の重心の並進運動に関する運動方程式と、該剛体相当部の回転運動（例えば該剛体相当部の重心の回りの回転運動）に関する運動方程式とを用いて剛体リンクモデルの各関節に相当する二足歩行移動体の各関節に作用するモーメントを床反力作用点により近いものから順番に求めていくものである。詳細は後述するが、例えば各脚体が大腿部及び下腿部をそれぞれ剛体相当部として有する連結体であるとした場合、各脚体の下腿部の重心の並進運動に関する運動方程式に、該下腿部の重心の加速度、該脚体に作用する床反力の推定値、下腿部の重量の値を適用することで、該脚体の膝関節に作用する力（関節反力）が判る。さらに、該脚体の膝関節に作用する関節反力と、該脚体の下腿部の角加速度と、該脚体の床反力作用点の推定位置と、該脚体の床反力の推定値と、該下腿部における該下腿部の重心の位置及び該下腿部のサイズ（長さ）に係わるデータ値と、該下腿部の慣性モーメントの値と、該下腿部の傾斜角度の値とを該下腿部の回転運動に関する運動方程式に適用することで、該脚体の膝関節のモーメントを推定することができる。

【0055】また、各脚体の大腿部の重心の並進運動に関する運動方程式に、該大腿部の重心の加速度、該脚体の膝関節に作用する関節反力、大腿部の重量の値とを適用することで、該脚体の股関節に作用する関節反力が判る。さらに、該脚体の膝関節及び股関節にそれぞれ作用する関節反力と、該脚体の大腿部の角加速度と、該大腿部における該大腿部の重心の位置及び該大腿部のサイズ（長さ）に係わるデータ値と、該大腿部の慣性モーメントの値と、該大腿部の傾斜角度の値とを該大腿部の回転運動に関する運動方程式に適用することで、該脚体の股関節のモーメントを推定することができる。

【0056】かかる本発明の関節モーメント推定方法によれば、前述の本発明の床反力推定方法により求められた床反力の推定値を用いて脚体の関節に作用するモーメントを推定することにより、二足歩行移動体に比較的大きなセンサ等を装備したりすることなく、脚体の関節に作用するモーメントを比較的精度よくリアルタイムで推定することができる。

【0057】

【発明の実施の形態】本発明の一実施形態を前記図1並びに図2～図12を参照して説明する。

【0058】本実施形態は、二足歩行移動体としての人間に本発明の床反力推定方法及び関節モーメント推定方法を適用した実施形態である。

【0059】図2に模式化して示すように、人間1は、その構成を大別すると、左右一対の脚体2、2と、腰部3及び胸部4からなる胴体5と、頭部6と、左右一対の腕体7、7とを有する。胴体5は、その腰部3が脚体2、2のそれぞれに左右一対の股関節8、8を介して連結され、両脚体2、2上に支持されている。また、胴体5の胸部4は、腰部3の上側に該腰部3に対して人間1

の前方側に傾斜可能に存している。そして、この胸部4の上部の左右両側部から腕体7、7が延設され、該胸部4の上端部に頭部6が支持されている。

【0060】各脚体2、2は、股関節8から延在する大腿部9と、該大腿部9の先端から膝関節10を介して延在する下腿部11とを有し、下腿部11の先端部に、足首部（足首関節）12を介して足平部13が連結されている。

【0061】本実施形態では、このような構成を有する人間1の各脚体2に作用する床反力の推定、さらには膝関節10及び股関節8に作用するモーメントの推定を行うために、次のような装置を人間1に装備している。

【0062】すなわち、胴体5の胸部4には、胸部4の傾斜に伴う角速度に応じた出力を発生するジャイロセンサ14（以下、胸部ジャイロセンサ14という）と、胸部4の前後方向の加速度に応じた出力を発生する加速度センサ15（以下、胸部前後加速度センサ15という）と、CPU、RAM、ROM等から構成される演算処理装置16と、該演算処理装置16等の電源となるバッテリー17とが装着されている。この場合、これらの胸部ジャイロセンサ14、胸部前後加速度センサ15、演算処理装置16及びバッテリー17は、例えば胸部4に図示しないベルト等を介して固定されるショルダーバッグ状の収容部材18に収容され、該収容部材18を介して胸部4に一体的に固定されている。

【0063】尚、胸部加速度センサ15の出力が表す加速度は、より詳しくは、胸部4の水平断面方向（胸部4の軸心と直交する方向）での前後方向の加速度であり、人間1が平地に直立姿勢で起立した状態では、前後水平方向（図2の絶対座標系のX軸方向）での加速度であるが、腰部3あるいは胸部4が鉛直方向（図2の絶対座標系のZ軸方向）から傾斜した状態では、胸部4の鉛直方向に対する傾斜角度分だけ水平方向に対して傾斜した方向での加速度となる。

【0064】また、胴体5の腰部3には、腰部3の傾斜に伴う角速度に応じた出力を発生するジャイロセンサ19（以下、腰部ジャイロセンサ19という）と、腰部3の前後方向の加速度に応じた出力を発生する加速度センサ20（以下、腰部前後加速度センサ20という）と、腰部3の上下方向の加速度に応じた出力を発生する加速度センサ21（以下、腰部上下加速度センサ21という）とが、図示しないベルト等の固定手段を介して一体的に装着・固定されている。

【0065】ここで、腰部前後加速度センサ20は、より詳しくは胸部前後加速度センサ15と同様、腰部3の水平断面方向（腰部3の軸心と直交する方向）での前後方向の加速度を検出するセンサである。また、腰部上下加速度センサ21は、より詳しくは、腰部3の軸心方向での上下方向の加速度（これは腰部前後加速度センサ20が検出する加速度と直交する）を検出するセンサであ

る。尚、腰部前後加速度センサ20及び腰部上下加速度センサ21は、二軸型の加速度センサにより一体的に構成されたものであってもよい。

【0066】さらに各脚体2の股関節8と膝関節10とには、それぞれの屈曲角度 $\Delta\theta c$ 、 $\Delta\theta d$ に応じた出力を発生する股関節角度センサ22及び膝関節角度センサ23が装着されている。尚、股関節角度センサ22については、図2では手前側（人間1の前方に向かって右側）の脚体2の股関節8に係わる股関節角度センサ22のみが図示されているが、他方側（人間1の前方に向かって左側）の脚体2の股関節8には、手前側の股関節角度センサ22と同様に、股関節角度センサ22が装着されている。

【0067】これらの角度センサ22、23は、例えばポテンショメータにより構成されたものであり、各脚体2に図示しないバンド部材等の手段を介して装着されている。ここで、各股関節角度センサ22が検出する屈曲角度 $\Delta\theta c$ は、より詳しくは、腰部3と各脚体2の大腿部9との姿勢関係が所定の姿勢関係（例えば人間1の直立姿勢状態のように腰部3の軸心と大腿部9の軸心とがほぼ平行となる姿勢関係）にあるときを基準とした、腰部3に対する各脚体2の大腿部9の股関節8回り（人間1の左右方向における股関節8の軸心回り）の回転角度である。同様に、各膝関節角度センサ23が検出する屈曲角度 $\Delta\theta d$ は、各脚体2の大腿部9と下腿部11との姿勢関係が所定の姿勢関係（例えば大腿部9の軸心と下腿部11の軸心とがほぼ平行となる姿勢関係）にあるときを基準とした、大腿部9に対する下腿部11の膝関節10回り（人間1の左右方向における膝関節10の軸心回り）の回転角度である。

【0068】尚、前記各センサ14、15、19～23は、それらの出力を演算処理装置16に入力すべく、図示を省略する信号線を介して演算処理装置16に接続されている。

【0069】前記演算処理装置16は、図3に示すような機能的手段を備えている。すなわち、演算処理装置16は、腰部上下加速度センサ21の検出データと、後述する計時手段35及び両脚支持期間推定手段37によりそれぞれ得られたデータとを用いて、人間1の脚体2、2の運動状態が単脚支持状態（図1（a）の状態）であるか、両脚支持状態（図1（b）の状態）であるかを判断する脚体運動判断手段24を備えている。また、演算処理装置16は、胸部前後加速度センサ15及び胸部ジャイロセンサ14の検出データを用いて、胸部4の絶対座標系Cfにおける傾斜角度 $\theta a$ （具体的には例えば鉛直方向に対する傾斜角度 $\theta a$ 、図2参照）を計測する胸部傾斜角度計測手段25と、腰部前後加速度センサ20及び腰部ジャイロセンサ19の検出データを用いて、腰部3の絶対座標系Cfにおける傾斜角度 $\theta b$ （具体的には例えば鉛直方向に対する傾斜角度 $\theta b$ 、図2参照）を計測

する腰部傾斜角度計測手段26とを備えている。

【0070】さらに、演算処理装置16は、腰部前後加速度センサ20及び腰部上下加速度センサ21の検出データと前記腰部傾斜角度計測手段26により計測された腰部3の傾斜角度 $\theta_b$ のデータとを用いて、本実施形態における人間1の基準点として図2に示すように腰部3に設定される身体座標系Cp(図2のxz座標)の原点Oの絶対座標系Cfにおける加速度(並進加速度) $a_o = (a_o.x, a_o.z)$ を求める基準加速度計測手段27を備えている。ここで、身体座標系Cpは、より詳しくは、例えば人間1の左右の股関節8、8のそれぞれの中心を結ぶ線の中点を原点Oとし、鉛直方向をz軸方向、人間1の前方に向かう水平方向をx軸方向とした座標系(3軸の方向が前記絶対座標系Cfと同一の座標系)である。

また、演算処理装置16は、各脚体2の股関節角度センサ22及び膝関節角度センサ23の検出データと、前記腰部傾斜角度計測手段26による腰部3の傾斜角度 $\theta_b$ のデータとを用いて、絶対座標系Cfにおける各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ (具体的には例えば鉛直方向に対する傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ 、図2参照)を求める脚体姿勢算出手段28を備えている。

【0071】また、演算処理装置16は、前記胸部傾斜角度計測手段25、腰部傾斜角度計測手段26及び脚体姿勢算出手段28により得られる胸部4の傾斜角度 $\theta_a$ 、腰部3の傾斜角度 $\theta_b$ 、並びに各脚体2の大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ 及び下腿部11の傾斜角度 $\theta_d$ のデータを用いて、後述の剛体リンクモデルに対応する人間1の各剛体相当部の重心の位置(詳しくは前記身体座標系Cpにおける各剛体相当部の重心の位置)を求める各部重心位置算出手段29と、その各剛体相当部の重心の位置のデータを用いて、上記身体座標系Cpにおける人間1の全体の重心G0(以下、身体重心G0という。図1参照)の位置を求める身体重心位置算出手段30と、その身体重心G0の位置のデータと前記基準加速度計測手段27による身体座標系Cpの原点Oの加速度 $a_o$ のデータとを用いて絶対座標系Cfにおける身体重心G0の加速度 $a = T(a_x, a_z)$ (図1参照)を求める身体重心加速度算出手段31とを備えている。

【0072】さらに、演算処理装置16は、前記各部重心位置算出手段29による人間1の各剛体相当部の重心の位置(詳しくは脚体2に係わる剛体相当部の重心の位置)のデータと前記基準加速度計測手段27による身体座標系Cpの原点Oの加速度 $a_o$ のデータとを用いて絶対座標系Cfにおける各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの重心の加速度(並進加速度)を求める脚体各部加速度算出手段32と、前記脚体姿勢算出手段28による各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ のデータを用いて絶対座標系Cfにおける各脚体2、2の大腿部9及び下腿部11の角加速度

を求める脚体各部角加速度算出手段33と、前記脚体姿勢算出手段28による各脚体2の大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ や、前記膝関節角度センサ23により計測される膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta_d$ のデータを用いて接地している各脚体2の床反力作用点の位置を推定する床反力作用点推定手段34とを備えている。

【0073】また、演算処理装置16は、脚体運動判断手段24により両脚支持状態の開始(単脚支持状態の終了)が把握される毎に、その両脚支持状態の開始時から経過時間を計時する計時手段35と、脚体運動判断手段24により両脚支持状態の開始(単脚支持状態の終了)が把握される毎に、前記脚体姿勢算出手段28による各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ のデータと前記計時手段35の計時データとを用いて人間1の移動速度を推定する移動速度推定手段36と、この移動速度推定手段36により求められた移動速度のデータから両脚支持状態の開始時から終了時までの時間(両脚支持状態の継続時間。以下、両脚支持期間という)を推定する両脚支持期間推定手段37とを備えている。

【0074】また、演算処理装置16は、前記身体重心加速度算出手段31による身体重心の加速度 $a$ のデータと前記両脚支持期間推定手段37による両脚支持期間の推定値のデータと前記計時手段37による計時データと前記脚体運動判断手段24による脚体2の運動状態の判断結果のデータとを用いて各脚体2に作用する床反力の推定値を求める床反力推定手段38と、この床反力の推定値のデータと脚体各部加速度算出手段32による各脚体2の大腿部9及び下腿部11の重心の加速度のデータと脚体各部角加速度算出手段33による各脚体2の大腿部9及び下腿部11の角加速度のデータと床反力作用点推定手段34による床反力作用点の推定位置のデータと前記脚体姿勢算出手段28による各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ のデータとを用いて各脚体2の膝関節10及び股関節8にそれぞれ作用するモーメントを推定する関節モーメント推定手段39とを備えている。

【0075】次に、上述の演算処理装置16の各手段のより詳細な処理内容と併せて、本実施形態の作動を説明する。

【0076】本実施形態では、例えば人間1が歩行して移動を行うに際して、両脚体2、2を着床させた状態で演算処理装置16の図示しない電源スイッチを投入すると、該演算処理装置16による処理が所定のサイクルタイム毎に以下に説明するように逐次実行され、各脚体2に作用する床反力の推定値等が逐次求められる。

【0077】すなわち、まず、演算処理装置16は、前記胸部傾斜角度計測手段25及び腰部傾斜角度計測手段26による処理を実行する。この場合、胸部傾斜角度計測手段25の処理では、胸部前後加速度センサ15及び

10

20

30

40

50



胸部ジャイロセンサ14からそれぞれ入力される胸部4の前後方向の加速度、胸部4の角速度の検出データから、所謂カルマンフィルタの処理を用いた公知の手法により、絶対座標系Cfにおける胸部4の傾斜角度 $\theta a$ が前記サイクルタイム毎に逐次求められる。同様に、腰部傾斜角度計測手段25の処理では、腰部前後加速度センサ20及び腰部ジャイロセンサ19からそれぞれ入力される腰部3の前後方向の加速度、腰部3の角速度の検出データから、カルマンフィルタの処理を用いて絶対座標系Cfにおける腰部3の傾斜角度 $\theta b$ が逐次求められる。ここで、絶対座標系Cfにおける胸部4及び腰部3のそれぞれの傾斜角度 $\theta a$ 、 $\theta b$ は、本実施形態では例えば鉛直方向（重力方向）に対する傾斜角度である。

【0078】尚、例えばジャイロセンサ14、19による角速度の検出データを積分することで、胸部4や腰部3の傾斜角度を求めることも可能であるが、本実施形態のようにカルマンフィルタの処理を用いることで、胸部4や腰部3の傾斜角度 $\theta a$ 、 $\theta b$ を精度よく計測することができる。

【0079】次に、演算処理装置16は、前記脚体姿勢算出手段28の処理と前記基準加速度計測手段27の処理とを実行する。

【0080】前記脚体姿勢算出手段28による処理では、絶対座標系Cfにおける各脚体2の大腿部9及び下腿部11の傾斜角度 $\theta c$ 、 $\theta d$ （鉛直方向に対する傾斜角度。図2参照）が前記サイクルタイム毎に次のように求められる。すなわち、各脚体2の大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ は、その脚体2に装着されている前記股関節角度センサ22による股関節8の屈曲角度 $\Delta \theta c$ の検出データの今回値と、前記腰部傾斜角度計測手段25により求められた腰部3の傾斜角度 $\theta b$ の今回値とから次式（4）に \*

$$\begin{aligned} a_0 &= {}^T(a_0 x, a_0 z) \\ &= {}^T(ap \cdot \cos \theta b - aq \cdot \sin \theta b, ap \cdot \sin \theta b + aq \cdot \cos \theta b) \\ &\dots\dots (4) \end{aligned}$$

【0088】次に、演算処理装置16は、前記各部重心位置算出手段29の処理を実行し、以下に説明する剛体リンクモデルを用いて、前記身体座標系Cpにおける人間1の各剛体相当部の重心の位置（身体座標系Cpの原点Oに対する位置）を求める。

【0089】図4に示すように、本実施形態で用いる剛体リンクモデルRは、人間1を、各脚体2の大腿部9に相当する剛体R1、R1と、下腿部11に相当する剛体R2、R2と、腰部3に相当する剛体R3と、前記胸部4、腕体7、7及び頭部6を合わせた部分40（以下、上体部40という）に相当する剛体R4とを連結してなるものとして表現するモデルである。この場合、各剛体R1と剛体R3との連結部、並びに、各剛体R1と剛体R2との連結部がそれぞれ股関節8、膝関節10に相当する。また、剛体R3と剛体R4との連結部は腰部3に対する胸部4の傾動支点部41である。

\*より算出される。

$$【0081】\theta c = \theta b + \Delta \theta c \quad \dots\dots (4)$$

【0082】ここで、腰部3の傾斜角度 $\theta b$ は、該腰部3の上端部が下端部よりも人間1の前方側に突き出るように該腰部3が鉛直方向に対して傾斜している場合に負の値となるものであり、股関節8の屈曲角度 $\Delta \theta c$ は、大腿部9の下端部が人間1の前方側に突き出るように大腿部9が腰部3の軸心に対して傾斜している場合に正の値となるものである。

10 【0083】さらに、各脚体2の下腿部11の傾斜角度 $\theta d$ は、上記のように求められた大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ の今回値と、該脚体2に装着されている前記膝関節角度センサ23による膝関節10の屈曲角度 $\Delta \theta d$ の検出データの今回値とから次式（5）により算出される。

$$【0084】\theta d = \theta c - \Delta \theta d \quad \dots\dots (5)$$

【0085】ここで、膝関節10の屈曲角度は、下腿部11が大腿部9の軸心に対して該大腿部9の背面側に傾斜している場合に正の値となるものである。

20 【0086】また、前記基準加速度計測手段27の処理では、前記身体座標系Cpの原点Oの絶対座標系Cfにおける加速度 $a_0 = {}^T(a_0 x, a_0 z)$ が次のように求められる。すなわち、前記腰部前後加速度センサ20による腰部3の前後方向の加速度の検出データの今回値をap、前記腰部上下加速度センサ21による腰部3の上下方向の加速度の検出データの今回値をaqとすると、それらの検出データap、aqと、前記腰部傾斜角度計測手段25により求められた腰部3の傾斜角度 $\theta b$ の今回値とから、次式（6）により絶対座標系Cfにおける加速度 $a_0 = {}^T(a_0 x, a_0 z)$ が求められる。

$$【0087】$$

$$\dots\dots (6)$$

【0090】そして、本実施形態では、このような剛体リンクモデルRの各剛体R1～R4に対応する人間1の剛体相当部（各脚体2の大腿部9及び下腿部11、腰部3、上体部40）のそれぞれの重心G1、G2、G3、G4の各剛体相当部における位置があらかじめ求められ、演算処理装置16の図示しないメモリに記憶されている。

40 【0091】ここで、演算処理装置16に記憶保持している各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置は、各剛体相当部に対して固定した座標系での位置である。この場合、各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置を表すデータとして、例えば、各剛体相当部の一端部の関節の中心点から該剛体相当部の軸心方向の距離が用いられる。具体的には、例えば図4に示すように、各大腿部9の重心G1の位置は、該大腿部9の股関節8の中心から大腿部9の軸心方向に距離d1の位置、各下腿部11の重心G2の位置は、該下腿部11の膝関節10の中心から下腿



部11の軸心方向に距離 $d_2$ の位置として表され、それらの距離 $d_1$ 、 $d_2$ の値があらかじめ求められて演算処理装置16に記憶保持されている。他の剛体相当部の重心、G3、G4の位置についても同様である。

【0092】尚、上部部40の重心G4の位置は、厳密には、該上部部40に含まれる腕体7、7の動きの影響を受けるが、歩行時における各腕体7、7は、一般に胸部4の軸心に対して対称的な位置関係になるので、上部部40の重心G4の位置はさほど変動せず、例えば直立姿勢状態における上部部40の重心G4の位置とほぼ同一となる。

【0093】また、本実施形態では、各剛体相当部（各脚体2の大腿部9及び下腿部11、腰部3、上部部40）の重心G1、G2、G3、G4の位置を表すデータの他、各剛体相当部の重量のデータや、各剛体相当部のサイズのデータ（例えば各剛体相当部の長さのデータ）があらかじめ求められて、演算処理装置16に記憶保持されている。

【0094】尚、下腿部11の重量は、足平部13を含めた重量である。また、上述のように演算処理装置16にあらかじめ記憶保持したデータは、実測等により求めておいてもよいが、人間1の身長や体重から、人間の平均的な統計データに基づいて推測するようにしてもよい。一般に、上記各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置や、重量、サイズは、人間の身長や体重と相関性があり、その相関データに基づいて、人間の身長及び体重のデータから、上記各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置や、重量、サイズを比較的精度よく推測することが可能である。

【0095】前記各部重心位置算出手段29は、上述のように演算処理装置16にあらかじめ記憶保持したデータと、前記胸部傾斜角度計測手段25及び腰部傾斜角度計測手段26によりそれぞれ求められた胸部4の傾斜角度 $\theta_a$ （＝上部部40の傾斜角度）及び腰部3の傾斜角度 $\theta_b$ の今回値と、前記脚体姿勢算出手段28により求められた各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta_c$ 、 $\theta_d$ の今回値とから、腰部3に固定された原点Oを有する身体座標系Cp（図4のx-z座標）での各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置を求める。

【0096】この場合、各剛体相当部（各脚体2の大腿部9及び下腿部11、腰部3、上部部40）の傾斜角度\*

$$xq = (m1L \cdot x1L + m1R \cdot x1R + m2L \cdot x2L + m2R \cdot x2R + m3 \cdot x3 + m4 \cdot x4) / M$$

$$zq = (m1L \cdot z1L + m1R \cdot z1R + m2L \cdot z2L + m2R \cdot z2R + m3 \cdot z3 + m4 \cdot z4) / M$$

【0101】このようにして身体重心位置算出手段30の処理を実行した後、さらに、演算処理装置16は、前記身体重心加速度算出手段31の処理を実行する。この身体重心加速度算出手段31の処理では、まず、前記サイクルタイム毎に身体重心位置算出手段30により求め

\*  $\theta_a \sim \theta_d$ が上述のように求められているので、その傾斜角度 $\theta_a \sim \theta_d$ のデータと、各剛体相当部のサイズのデータとから身体座標系Cpにおける各剛体相当部の位置及び姿勢が判る。従って、身体座標系Cpにおける各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置が求められることとなる。

【0097】具体的には、例えば図4を参照して、同図4の左側に位置する脚体2（人間1の進行方向前方に向かって後側の脚体2）に関し、大腿部9の身体座標系Cpにおける傾斜角度（z軸方向に対する傾斜角度）は $\theta_c$ （この場合、図4では $\theta_c < 0$ である）であるので、身体座標系Cpにおける大腿部9の重心G1の位置の座標は、 $(d1 \cdot \sin \theta_c, -d1 \cdot \cos \theta_c)$ となる。また、下腿部11の身体座標系Cpにおける傾斜角度は $\theta_d$ （図4では $\theta_d < 0$ ）であるので、身体座標系Cpにおける下腿部11の重心G2の位置の座標は、大腿部9の長さを $Dc$ とすると、 $(Dc \cdot \sin \theta_c + d2 \cdot \sin \theta_d, -Dc \cdot \cos \theta_c - d2 \cdot \cos \theta_d)$ となる。他の脚体2の大腿部9及び下腿部11並びに、腰部3及び上部部38の重心についても上記と同様に求められる。

【0098】このようにして、各部重心位置算出手段29により、身体座標系Cpにおける各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置を求めた後、演算処理装置16は、前記身体重心位置算出手段30の処理実行し、各剛体相当部の重心G1、G2、G3、G4の位置のデータと、各剛体相当部の重量のデータとを用いて身体座標系Cpにおける人間1の身体重心G0の位置（ $xq, zq$ ）を求める。

【0099】ここで、身体座標系Cpにおける腰部3の重心G3の位置及び重量をそれぞれ（ $x3, z3$ ）、 $m3$ 、上部部40の重心G4の位置及び重量をそれぞれ（ $x4, z4$ ）、 $m4$ 、人間1の前方に向かって左側の脚体2の大腿部9の重心G1の位置及び重量をそれぞれ（ $x1L, z1L$ ）、 $m1L$ 、同脚体2の下腿部11の重心G2の位置及び重量をそれぞれ（ $x2L, z2L$ ）、 $m2L$ 、右側の脚体2の大腿部9の重心G1の位置及び重量をそれぞれ（ $x1R, z1R$ ）、 $m1R$ 、同脚体2の下腿部11の重心G2の位置及び重量をそれぞれ（ $x2R, z2R$ ）、 $m2R$ 、人間1の体重を $M$ （ $=m1L+m2L+m1R+m2R+m3+m4$ ）とすると、身体座標系Cpにおける人間1の身体重心G0の位置（ $xq, zq$ ）は次式（7）により求められる。

【0100】

……（7）

られる身体座標系Cpにおける身体重心G0の位置（ $xq, zq$ ）の時系列データを用いて、身体座標系Cpの原点Oに対する身体重心G0の位置（ $xq, zq$ ）の2階微分値、すなわち、身体座標系Cpにおける身体重心G0の加速度（ $d^2xq/dt^2, d^2zq/dt^2$ ）が求められる。そして、この加速度

${}^T(d^2x_q/dt^2, d^2z_q/dt^2)$ と、前記基準加速度計測手段27により求められた身体座標系Cpの原点Oの絶対座標系Cfにおける加速度 $a_0 = {}^T(a_0x, a_0z)$ とのベクトル和を求めることにより、絶対座標系Cfにおける身体重心G0の加速度 $a = {}^T(ax, az)$ が求められる。

【0102】また、演算処理装置16は、前記脚体姿勢算出手段28及び各部重心位置算出手段29の処理の実行後、前記脚体各部加速度算出手段32、脚体各部角加速度算出手段33、及び床反力作用点推定手段34の処理を実行する。

【0103】この場合、前記脚体各部加速度算出手段32の処理では、前記身体重心加速度算出手段31の処理と同様、まず、前記サイクルタイム毎に前記各部重心位置算出手段29により求められる身体座標系Cpにおける各脚体2の剛体相当部である大腿部9及び下腿部11の重心G1、G2の位置のそれぞれの時系列データを用いて、身体座標系Cpにおける大腿部9及び下腿部11の重心G1、G2の位置のそれぞれの2階微分値、すなわち、身体座標系Cpにおける大腿部9及び下腿部11の重心G1、G2のそれぞれの加速度（身体座標系Cpの原点Oに対する並進加速度）が求められる。そして、このそれぞれの加速度と、前記基準加速度計測手段27による身体座標系Cpの原点Oの絶対座標系Cfにおける加速度 $a_0 = {}^T(a_0x, a_0z)$ とのベクトル和を求めることにより、絶対座標系Cfにおける大腿部9及び下腿部11のそれぞれの加速度（より詳しくは、該加速度の絶対座標系Cfにおける座標成分）が求められる。

【0104】また、前記脚体各部角加速度算出手段33の処理では、前記サイクルタイム毎に前記脚体姿勢算出手段28により求められる各脚体2の大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度 $\theta c$ 、 $\theta d$ の時系列データを用いて、該大腿部9及び下腿部11のそれぞれ傾斜角度 $\theta c$ 、 $\theta d$ の2階微分値、すなわち、大腿部9及び下腿部11のそれぞれの角加速度が求められる。

【0105】また、床反力作用点推定手段34の処理では、接地している脚体2について、例えば前記脚体姿勢算出手段28により算出された大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ の今回値から、図5及び図6に示すようにあらかじめ定められた相関関係に基づいて該脚体2の足首部12から、該脚体2の足平部13の床反力作用点（足平部13の接地箇所に作用する全床反力が集中するとみなせる点）へのベクトル（足首部12に対する床反力作用点の位置ベクトル。以下、床反力作用点ベクトルという）を該床反力作用点の位置を表すデータとして求める。

【0106】すなわち、本願発明者等の知見によれば、接地している脚体2の大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ や膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta d$ は、床反力作用点と比較的顕著な相関性を有し、例えば大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ に対して、前記床反力作用点ベクトル、詳しくは、人間1の進行方向（X軸方向）における該床反力作用点ベクトルの

成分と、鉛直方向（Z軸方向）における該床反力作用点ベクトルの成分とは、それぞれ図5、図6に示すように変化する。ここで、大腿部9の負の傾斜角度 $\theta c$ は、脚体2が人間1の後側に延びるように大腿部9が腰部3の軸心に対して傾斜しているとき（例えば図2の人間1の前方に向かって右側の脚体2）の角度であり、正の傾斜角度 $\theta c$ は、脚体2が人間1の前側に存するように大腿部9が腰部3の軸心に対して傾斜しているとき（例えば図2の人間1の前方に向かって左側の脚体2）の角度である。

【0107】そこで、本実施形態では、図5及び図6の相関関係を表す、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ をパラメータとする近似式を作成して、この近似式を演算処理装置16にあらかじめ記憶保持させている。そして、前記床反力作用点推定手段34の処理では、前記脚体姿勢算出手段28により求められた大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ の今回値を上記近似式に代入して、前記床反力作用点ベクトル（詳しくは該床反力作用点ベクトルのX軸方向、Z軸方向の成分）を求めている。

【0108】ここで、図5及び図6のように、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ が極小値を持つ相関関係では、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ が同一であっても傾斜角度 $\theta c$ の減少過程と増加過程とで床反力作用点ベクトルの値が異なる。そこで、本実施形態では、上記近似式を作成する際、足平部13の踵が着床してからつま先が離床するまでの前記相関関係の推移を、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ が正である第1の相（図5ではa1の相、図6ではb1の相）と、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ が負で、且つ、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ の変化速度、即ち、大腿部9の傾斜角速度が負である第2の相（図5ではa2の相、図6ではb2の相）と、大腿部9の傾斜角度 $\theta c$ が負で、且つ、大腿部9の傾斜角速度が正である第3の相（図5ではa3の相、図6ではb3の相）とに区分し、床反力作用点ベクトルのX軸方向成分、Z軸方向成分のそれぞれについて、各相を同一または異なる関数で近似するようにした。図5の相関関係における第1および第2の相a1、a2を合わせた相の近似式は、床反力作用点ベクトルのX軸方向成分を $p_x$ として、例えば、 $p_x = x_1 \cdot \theta c^6 + x_2 \cdot \theta c^5 + x_3 \cdot \theta c^4 + x_4 \cdot \theta c^3 + x_5 \cdot \theta c^2 + x_6 \cdot \theta c + x_7$ という形の6次の多項式関数（ $x_1 \sim x_7$ は定数値）により表される。また、図5の相関関係における第3の相a3の近似式は、例えば

$p_x = x_8 \cdot \theta c^4 + x_9 \cdot \theta c^3 + x_{10} \cdot \theta c^2 + x_{11} \cdot \theta c + x_{12}$ という形の4次の多項式関数（ $x_8 \sim x_{12}$ は定数値）により表される。

【0109】また、図6の相関関係における第1および第2の相b1、b2を合わせた相の近似式は、床反力作用点ベクトルのZ軸方向成分を $p_z$ として、例えば $p_z = z_1 \cdot \theta c^6 + z_2 \cdot \theta c^5 + z_3 \cdot \theta c^4 + z_4 \cdot \theta c^3 + z_5 \cdot \theta c^2 + z_6 \cdot \theta c + z_7$

という形の6次の多項式関数( $z_1 \sim z_6$ は定数値)により表される。また、図6の相関関係における第3の相 $b_3$ の近似式は、例えば

$$p_z = z_0 \cdot \theta^2 + z_1 \cdot \theta^3 + z_2 \cdot \theta^4 + z_3 \cdot \theta^5 + z_4$$

という形の3次の多項式関数( $z_0 \sim z_4$ は定数値)により表される。

【0110】そして、床反力作用点ベクトルを求める際は、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ の正負を識別すると共に、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ の時系列データの一階微分で算出される大腿部9の傾斜角速度の正負を識別する。さらに、これらの識別された傾斜角度 $\theta_c$ の正負と傾斜角速度の正負とから現在の相に存するかを判別して、判別された相の近似式に大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ の今回値を代入することにより床反力作用点ベクトルを算出する。これにより、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ の減少過程での床反力作用点ベクトルの値と増加過程での床反力作用点ベクトルの値とを区別して算出することができる。

【0111】尚、本実施形態では、脚体2の大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ と床反力作用点ベクトルとの相関関係を多項式で近似して、床反力作用点ベクトルを求めるようにしたが、図5及び図6に示した相関関係をデータテーブルにより記憶保持しておき、そのデータテーブルを用いて、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ から床反力作用点ベクトルを求めるようにすることも可能である。

【0112】また、床反力作用点の位置は、接地している脚体2の膝関節10の屈曲角度との相関性もあり、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ の代わりに、膝関節角度センサ23で計測される膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta_d$ から、床反力作用点の位置を推定するようにしてもよく、あるいは、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ と膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta_d$ との両者を用いて、マップ等により床反力作用点の位置を推定するようにしてもよい。

【0113】さらに、人間1が椅子に座るときや椅子に座っている状態から立ち上がるときは、床反力作用点の位置と膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta_d$ との間に図7(椅子座り時)、図8(椅子立ち時)に示す相関関係が成立し、階段を上るときや下るときは、床反力作用点の位置と大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ との間に図9(階段上り時)、図10(階段下り時)が成立する。従って、椅子に座ったり立ち上がるときは、膝関節10の屈曲角度 $\Delta\theta_d$ から図7、図8の相関関係に基づいて床反力作用点の位置を推定でき、また、階段を上り下りするときは、大腿部9の傾斜角度 $\theta_c$ から図9、図10の相関関係に基づいて床反力作用点の位置を推定できる。

【0114】一方、前述した各手段25～34の処理と並行して、演算処理装置16は、脚体運動判断手段24による処理を実行する。この脚体運動判断手段24の処理では、前記サイクルタイム毎に、前記腰部上下加速度センサ21による腰部3の上向き方向の加速度の検出データがあらかじめ定めた所定の閾値と比較される。そし

て、該加速度の検出値がその閾値を超えたときに、前記図1(b)に示したような両脚支持状態が開始し、且つ、前記図1(a)に示したような単脚支持状態が終了すると判断される。すなわち、人間1の歩行時に、単脚支持状態から両脚支持状態への移行の際には、遊脚側の脚体2が着床することで、股関節8の近傍の腰部3には、ほぼ上向きに比較的大きな加速度(通常の単脚支持状態では発生し得ない加速度)が発生する。このため、前記脚体運動判断手段24は、上記のように腰部上下加速度センサ21による腰部3の上向き方向の加速度の検出データを所定の閾値と比較することで、両脚支持状態の開始及び単脚支持状態の終了を判断する。

【0115】尚、脚体運動判断手段24により両脚支持状態が開始したことが把握されたときにはそれに応じて前記計時手段35が、該両脚支持状態の開始時(腰部上下加速度センサ21による加速度の検出データが上記閾値を超えた時点のサイクルタイム)からの経過時間の計時を開始する。

【0116】また、脚体運動判断手段24の処理では、上述のように両脚支持状態の開始が把握されると、該両脚支持状態の開始時点から前記両脚支持時間計時手段37により計測される経過時間が、該両脚支持状態の開始時点で前記両脚支持期間推定手段37により後述するように求められる両脚支持期間(両脚支持状態の開始時から終了時までの該両脚支持状態の継続時間)の推定値に達したか否かが前記サイクルタイム毎に逐次監視される。そして、脚体運動判断手段24は、該経過時間が両脚支持期間の推定値に達した時に、両脚支持状態が終了し、且つ、単脚支持状態が開始すると判断する。

【0117】このように脚体運動判断手段24の処理が実行され、また、前記脚体姿勢算出手段28による処理が実行された後、演算処理装置16は、前記移動速度推定手段36の処理及び両脚支持期間推定手段37の処理を順次実行する。

【0118】移動速度推定手段36による処理は次のように行われる。すなわち、図11を参照して、人間1の歩行時に、時刻 $t_1$ において実線で示す人間1の前方側の脚体2(図では人間1の前方に向かって右側の脚体2)が着床して両脚支持状態が開始し、時刻 $t_2$ において仮想線示の人間1で表すように、次の両脚支持状態が開始した場合(時刻 $t_1$ で人間1の後方側に存する脚体2が離床後に時刻 $t_2$ で着床した場合)を想定する。このとき、時刻 $t_1$ から時刻 $t_2$ までの人間1の移動距離 $L$ は、絶対座標系CfのX軸方向(人間1の進行方向)における腰部3の股関節8の中心の移動距離(これは、本実施形態では、身体座標系Cpの原点OのX軸方向の移動量に等しい)である。

【0119】そして、この移動距離 $L$ は、時刻 $t_1$ における股関節8の中心から人間1の前方側の脚体2の足首部位12までのX軸方向の距離 $\Delta l_1$ と、時刻 $t_2$ における股

節8の中心から人間1の後方側の脚体2（これは時刻 $t_1$ で人間1の前方側にあった脚体2である）の足首部12までのX軸方向の距離 $\Delta L_2$ との総和にほぼ一致する。

【0120】従って、上記距離 $\Delta L_1$ 、 $\Delta L_2$ と、時刻 $t_1$ から時刻 $t_2$ までの経過時間（ $t_2 - t_1$ ）、すなわち、両脚支持状態が開始してから次に両脚支持状態が開始するまで\*

$$V = D / (t_2 - t_1) = (\Delta L_1 + \Delta L_2) / (t_2 - t_1) \quad \dots\dots (8)$$

【0122】そこで、本実施形態における前記移動速度推定手段36の処理では、前記脚体運動判断手段24により両脚支持状態が開始したことが把握される毎に、人間1の前方側の脚体2に係わる上記距離 $\Delta L_1$ と、後方側の脚体2に係わる上記距離 $\Delta L_2$ とが以下に説明するように求められ、それらの距離 $\Delta L_1$ 、 $\Delta L_2$ の算出値が記憶保持される。そして、今回の両脚支持状態の開始時に求められた後方側の脚体2に係わる距離 $\Delta L_2$ と、前回の両脚支持状態の開始時に求められた前方側の脚体2に係わる距離 $\Delta L_1$ と、前回の両脚支持状態の開始時から今回の両脚支持状態の開始時まで前記計時手段37により計測された時間（ $= t_2 - t_1$ ）とから前記式（8）により人間1の移動速度Vを求める。

【0123】この場合、上記距離 $\Delta L_1$ 、 $\Delta L_2$ は次のように求められる。すなわち、両脚支持状態の開始時における人間1の前方側の脚体2については、該両脚支持状態の開始時（脚体運動判断手段24により両脚支持状態の開始が把握されたサイクルタイム）に前記脚体姿勢算出手段28により求められる大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度を $\theta_{c1}$ 、 $\theta_{d1}$ （図11の時刻 $t_1$ の図を参照）とする。このとき、該脚体2に係わる距離 $\Delta L_1$ は、これらの傾斜角度 $\theta_{c1}$ 、 $\theta_{d1}$ （ $\theta_{c1} > 0$ 、 $\theta_{d1} > 0$ ）のデータと、大腿部9及び下腿部11のそれぞれの長さ $D_c$ 、 $D_d$ のデータとを用いて、次式（9）により算出される。

【0124】

$$\Delta L_1 = D_c \cdot \sin \theta_{c1} + D_d \cdot \sin \theta_{d1} \quad \dots\dots (9)$$

【0125】同様に、両脚支持状態の開始時における人間1の後方側の脚体2については、該両脚支持状態の開始時に前記脚体姿勢算出手段28により求められる大腿部9及び下腿部11のそれぞれの傾斜角度を $\theta_{c2}$ 、 $\theta_{d2}$ （図11の時刻 $t_2$ の図を参照）とすると、該脚体2に係わる距離 $\Delta L_2$ は、これらの傾斜角度 $\theta_{c2}$ 、 $\theta_{d2}$ （ $\theta_{c2} < 0$ 、 $\theta_{d2} < 0$ ）のデータと、大腿部9及び下腿部11のそれぞれの長さ $D_c$ 、 $D_d$ のデータとを用いて、次式（10）により算出される。

【0126】

$$\Delta L_2 = -D_c \cdot \sin \theta_{c2} - D_d \cdot \sin \theta_{d2} \quad \dots\dots (10)$$

【0127】以上説明した移動速度推定手段36の処理によって、両脚支持状態が開始する毎に、人間1の移動速度V（詳しくは、両脚支持状態が開始する直前の1歩における移動速度）が推定される。尚、両脚支持状態が開始してから次に両脚支持状態が開始するまでの期間に

\*の1歩分の経過時間を把握することによって、それらの距離 $\Delta L_1$ 、 $\Delta L_2$ と、該1歩分経過時間（ $t_2 - t_1$ ）とを用いて次式（8）により時刻 $t_1$ から時刻 $t_2$ までの人間1の移動速度V（時刻 $t_1$ から時刻 $t_2$ までの平均移動速度）を求めることができる。

【0121】

における各サイクルタイムでは、移動速度Vの推定値は一定に維持される。

【0128】また、両脚支持期間推定手段37の処理は次のように行われる。本願発明者等の知見によれば、人間1の歩行時の両脚支持状態の継続期間である両脚支持期間は、人間1の移動速度Vと密接な相関性を有する。すなわち、人間1の歩行時の両脚支持期間は、移動速度Vに対して図12に示すように変化し、該移動速度Vが速くなる程、短くなる。

【0129】そこで、本実施形態では、図12の相関関係があらかじめデータテーブルや、それを近似する多項式関数の形態で、演算処理装置16にあらかじめ記憶保持されている。そして、前記両脚支持期間推定手段37の処理では、両脚支持状態の開始時に、移動速度推定手段36により前述のように求められた移動速度Vの最新値から、図12の相関関係に基づいて該両脚支持状態に係わる両脚支持期間の推定値を求める。尚、該両脚支持期間の推定値は、次の両脚支持状態が開始するまで維持される。

【0130】また、演算処理装置16は、前記身体重心加速度算出手段31、脚体運動判断手段24、計時手段35、及び両脚支持期間推定手段37の処理の実行後、床反力推定手段38の処理を前記サイクルタイム毎に実行する。この床反力推定手段38の処理では、身体重心加速度算出手段31により求められた身体重心G0の加速度 $r(a_x, a_z)$ のデータと、人間1の重量Mのデータとから、前記式（2）により、全床反力 $F = r(F_x, F_z)$ の推定値が前記サイクルタイム毎に逐次求められる。この場合、脚体運動判断手段24により把握されている脚体2の運動状態が単脚支持状態である場合には、上記全床反力 $F = r(F_x, F_z)$ の推定値がそのまま接地している単一の脚体2に作用する床反力の推定値として求められることとなる。

【0131】一方、脚体運動判断手段24により把握されている脚体2の運動状態が両脚支持状態である場合には、床反力推定手段38は、次のようにして各脚体2に作用する床反力 $F_r = r(F_{rx}, F_{rz})$ 及び $F_f = r(F_{fx}, F_{fz})$ を求める。すなわち、本願発明者等の知見によれば、両脚支持状態で人間1の後方側に存する脚体2に作用する床反力 $F_r$ の各成分の、該両脚支持状態の開始時における全床反力Fの各成分に対する割合（以下、床反力比という）と、該両脚支持状態の開始時からの経過時間の前記両脚支持期間に対する割合（ $=$ 経過時間／両脚

支持期間。以下、両脚支持時間比とい)との関係に着目したとき、それらの間には特徴的な相関性があり、この相関性は、人間1の移動速度V等の影響をほとんど受けない。

【0132】具体的には、後方側の脚体2に作用する床反力F<sub>r</sub>のZ軸方向(鉛直方向)の成分F<sub>rz</sub>、両脚支持状態の開始時における全床反力FのZ軸方向の成分F<sub>z</sub>(以下、参照符号F<sub>zs</sub>により表す)に対する割合である床反力比F<sub>rz</sub>/F<sub>zs</sub>は、人間1の移動速度V等によらずに、前記両脚支持時間比に対して図13(a)に示すようなほぼ一定の相関関係を有し、基本的には、両脚支持状態の時間の経過に伴い「1」から「0」まで減少していく。また、後方側の脚体2に作用する床反力F<sub>r</sub>のX軸方向(人間1の進行方向に向かう水平方向)の成分F<sub>rx</sub>、両脚支持状態の開始時における全床反力FのX軸方向の成分F<sub>x</sub>(以下、参照符号F<sub>xs</sub>により表す)に対する割合である床反力比F<sub>rx</sub>/F<sub>xs</sub>は、人間1の移動速度V等によらずに、前記両脚支持時間比に対して図13(b)に示すようなほぼ一定の相関関係を有し、両脚支持状態の時間の経過に伴い、一旦、「1」から増加した後、「0」まで減少していく。

【0133】そこで、本実施形態では、図13(a)、(b)の相関関係(特性データ)があらかじめデータテーブルや、それらの相関関係をそれぞれ近似する多項式関数の形態で、演算処理装置16にあらかじめ記憶保持されている。そして、両脚支持状態における前記床反力推定手段38の処理では、前記全床反力Fの推定値が求められることに加えて、計時手段35による経過時間の計時データの今回値と、両脚支持期間推定手段37により求められた両脚支持期間の推定値のデータの最新値とから前記両脚支持時間比が前記サイクルタイム毎に逐次求められる。そして、この求めた両脚支持時間比のデータから図13(a)の相関関係に基づいて、Z軸方向における床反力比F<sub>rz</sub>/F<sub>zs</sub>が逐次求められ、この床反力比F<sub>rz</sub>/F<sub>zs</sub>に両脚支持状態の開始時の全床反力FのZ軸方向成分F<sub>z</sub>を乗算することにより、後方側の脚体2に作用する床反力F<sub>r</sub>のZ軸方向成分F<sub>rz</sub>が逐次求められる。同様に、両脚支持時間比の求めたデータから図1\*

$${}^T(m_k \cdot a_{kx}, m_k \cdot a_{kz}) = {}^T(F_{1x} - F_{2x}, F_{1z} - F_{2z} - m_k \cdot g)$$

$$\text{ゆえに、} {}^T(F_{2x}, F_{2z}) = {}^T(F_{1x} - m_k \cdot a_{kx}, F_{1z} - m_k \cdot a_{kz} - m_k \cdot g) \dots (11)$$

【0138】ここで、下腿部11の重心G2の加速度 ${}^T(a_{kx}, a_{kz})$ は、前記脚体各部加速度算出手段32により求められるものである。また、下腿部11の先端部の足首部12に作用する関節反力 ${}^T(F_{1x}, F_{1z})$ は、近似的には、該下腿部11を有する脚体2について前記床反力推定手段38により求められる床反力の推定値に等しい。より詳しくは、単脚支持状態において、該脚体2が接地しているときには、関節反力 ${}^T(F_{1x}, F_{1z})$ は、前記式(2)により求められる床反力 ${}^T(F_x, F_z)$ であり、該脚

\*3(b)の相関関係に基づいて、X軸方向における床反力比F<sub>rx</sub>/F<sub>xs</sub>が逐次求められ、この床反力比F<sub>rx</sub>/F<sub>xs</sub>に両脚支持状態の開始時の全床反力FのX軸方向成分F<sub>x</sub>を乗算することにより、後方側の脚体2に作用する床反力F<sub>r</sub>のX軸方向成分F<sub>rx</sub>が逐次求められる。

【0134】さらに、前記式(3)に従って、後側の脚体2に係る床反力 $F_r = {}^T(F_{rx}, F_{rz})$ を各サイクルタイムで求めた全床反力 $F = {}^T(F_x, F_z)$ から減算(ベクトルの減算)することにより、前側の脚体2に係る床反力 $F_f = {}^T(F_{fx}, F_{fz}) = {}^T(F_x - F_{rx}, F_z - F_{rz})$ が逐次求められる。これにより両脚支持状態における両脚体2、2のそれぞれの床反力F<sub>r</sub>、F<sub>f</sub>が逐次求められることとなる。

【0135】次に、演算処理装置16は、前記関節モーメント推定手段39の処理を実行して、各脚体2の膝関節10及び股関節8に作用するモーメントを求める。この処理は、前記床反力推定手段38、脚体各部加速度算出手段32、脚体各部角加速度算出手段33、床反力作用点推定手段34、及び脚体姿勢算出手段28によりそれぞれ求められたデータの今回値を用いて、所謂逆力学モデルに基づいて行われる。この逆力学モデルは、人間1の各剛体相当部の並進運動に関する運動方程式と回転運動に関する運動方程式とを用いて、床反力作用点により近い関節から順番に該関節に作用するモーメントを求めるものであり、本実施形態では、各脚体2の膝関節10、股関節8に作用するモーメントが順番に求められる。

【0136】さらに詳細には、図14を参照して、まず、各脚体2の下腿部11に関し、下腿部11の先端部の足首部12に作用する力(関節反力)、下腿部11の膝関節10の部分に作用する力(関節反力)、及び下腿部11の重心G2の並進加速度を、それぞれ絶対座標系C<sub>f</sub>における成分表記によって、 ${}^T(F_{1x}, F_{1z})$ 、 ${}^T(F_{2x}, F_{2z})$ 、 ${}^T(a_{kx}, a_{kz})$ とし、該下腿部11の重量を $m_k$ とする。このとき、下腿部11の重心G2の並進運動に関する運動方程式は、次式(11)となる。

【0137】

体2が遊脚側の脚体であるときには、 ${}^T(F_{1x}, F_{1z}) = {}^T(0, 0)$ である。また、両脚支持状態において、該脚体2が人間1の進行方向前方に向かって後側の脚体であるときには、関節反力 ${}^T(F_{1x}, F_{1z})$ は、前記図13(a)、(b)の相関関係を用いて前述のように求められた床反力 ${}^T(F_{rx}, F_{rz})$ であり、該脚体2が前側の脚体であるときには、前記式(3)に従って前述のように求められた床反力 ${}^T(F_{fx}, F_{fz})$ である。

【0139】従って、各脚体2の膝関節10に作用する



関節反力 $^r(F_1x, F_1z)$ は、脚体各部加速度算出手段32により求められた下腿部11の重心G2の加速度 $^r(a_1x, a_1z)$ のデータと、床反力推定手段38により求められる床反力 $^r(F_1x, F_1z)$ のデータと、下腿部11のあらかじめ求められた重量 $m_1$ のデータと、重力加速度 $g$ の値とから、上記式(11)により求められる。

【0140】また、図14を参照して、下腿部11の先端部の足首部12に作用するモーメントを $M_1$ 、下腿部11の膝関節10の部分に作用するモーメントを $M_2$ 、\*

$$I_{G2} \cdot \alpha_1 = M_1 - M_2 + F_1x \cdot d_1' \cdot \cos \theta d - F_1z \cdot d_1' \cdot \sin \theta d + F_2x \cdot d_2 \cdot \cos \theta d - F_2z \cdot d_2 \cdot \sin \theta d$$

ゆえに

$$M_2 = M_1 - I_{G2} \cdot \alpha_1 + F_1x \cdot d_1' \cdot \cos \theta d - F_1z \cdot d_1' \cdot \sin \theta d + F_2x \cdot d_2 \cdot \cos \theta d - F_2z \cdot d_2 \cdot \sin \theta d \quad \dots (12)$$

【0142】ここで、式(12)中の $M_1$ は、同式(12)に係わる下腿部11を有する脚体2について前記床反力作用点推定手段34により求められる床反力作用点ベクトルと、該脚体2について前記床反力推定手段38により求められる床反力ベクトルとの外積(ベクトル積)として得られるモーメントである。また、 $\alpha_1$ は、前記脚体各部角加速度算出手段33により求められる下腿部11の角加速度である。また、 $\theta d$ は前記脚体姿勢算出手段28により求められる下腿部11の傾斜角度である。また、 $^r(F_1x, F_1z)$ は、前述の通り、床反力推定手段38により求められる床反力の推定値である。さらに、 $^r(F_2x, F_2z)$ は、前記式(11)により求められるものである。また、慣性モーメント $I_{G2}$ は下腿部11の重量 $m_1$ やサイズのデータ等と共に、あらかじめ求められて演算処理装置16に記憶されるものである。

【0143】従って、膝関節10に作用するモーメント $M_2$ は、床反力推定手段38による床反力の推定値のデータと、床反力作用点推定手段34による床反力作用点ベクトルのデータと、脚体各部角加速度算出手段33によ\*

$$^r(F_2x, F_2z) = ^r(F_2x - m_1 \cdot a_1x, F_2z - m_1 \cdot a_1z - m_1 \cdot g) \quad \dots (13)$$

【0147】ここで、 $^r(F_2x, F_2z)$ は、先に前記式(11)により求めた膝関節10の関節反力である。また、 $^r(a_1x, a_1z)$ は、前記脚体各部加速度算出手段32により求められる大腿部9の重心G1の絶対座標系Cfにおける加速度(並進加速度)である。また、 $m_1$ はあらかじめ求めた大腿部9の重量、 $g$ は重力加速度である。★

$$M_3 = M_2 - I_{G1} \cdot \alpha_1 + F_2x \cdot d_1' \cdot \cos \theta c - F_2z \cdot d_1' \cdot \sin \theta c + F_3x \cdot d_1 \cdot \cos \theta c - F_3z \cdot d_1 \cdot \sin \theta c \quad \dots (14)$$

【0150】ここで、 $M_2$ は、前記式(12)により求められた膝関節10のモーメント、 $^r(F_2x, F_2z)$ は、前記式(11)により求められた膝関節10の関節反力、 $^r(F_3x, F_3z)$ は、前記式(13)により求められた股関節8の関節反力、 $I_{G1}$ は、あらかじめ求めた大腿部9

\* 下腿部11の重心G2の回りの慣性モーメントを $I_{G2}$ 、下腿部11の重心G2の回りの角加速度を $\alpha_1$ とする。また、前記図4に対応させて、下腿部11の重心G2と膝関節10の中心との間の距離を $d_1$ 、下腿部11の重心G2と足首部12との間の距離を $d_1'$ ( $=d-d_1$ )とすると、下腿部11の重心G2の回りの回転運動に関する運動方程式は、次式(12)となる。

【0141】

※ 下腿部11の角加速度 $\alpha_1$ のデータと、脚体姿勢算出手段28による下腿部11の傾斜角度 $\theta d$ のデータと、前記式(11)により求められた関節反力 $^r(F_1x, F_1z)$ のデータと、あらかじめ求めた下腿部11の慣性モーメント $I_{G2}$ 、サイズ( $d$ )、重心G2の位置( $d_1$ )のデータとから前記式(12)により求められる。

【0144】関節モーメント推定手段39は、上記のようにして下腿部11の膝関節10の部分に作用するモーメント $M_2$ を求めた後、その算出処理と同様の処理によって、大腿部9の股関節8の部分に作用するモーメントを求める。この処理の基本的な考え方は、膝関節10のモーメント $M_2$ を求める手法と同一であるので、詳細な図示及び説明は省略するが、その概要は次の通りである。

【0145】すなわち、まず、大腿部9の重心G1(図4参照)の並進運動に関する運動方程式に基づく次式(13)(前記式(11)と同じ形の式)により、大腿部9の股関節8の部分に作用する関節反力 $^r(F_2x, F_2z)$ が求められる。

【0146】

★【0148】次いで、大腿部9の重心G1の回りの回転運動に関する運動方程式に基づく次式(14)(前記式(12)と同じ形の式)により、大腿部9の股関節8の部分に作用するモーメント $M_3$ が求められる。

【0149】

の重心G1の回りの慣性モーメント、 $\alpha_1$ は前記脚体各部角加速度算出手段33により求められる大腿部9の角加速度、 $\theta c$ は前記脚体姿勢算出手段28により求められる大腿部9の傾斜角度である。また、 $d_1$ は、股関節8の中心から大腿部9の重心G1までの距離(図4参照)、 $d$



1' は、膝関節10の中心から大腿部9の重心G1までの距離(図4では $Dc-d1$ )であり、これらは、あらかじめ求めた重心G1の位置や大腿部9のサイズ(長さ)から定まるものである。

【0151】以上説明した処理が、前記演算処理装置16のサイクルタイム毎に逐次実行され、各脚体2に作用する床反力や、各脚体2の膝関節10及び股関節8に作用するモーメントが逐次リアルタイムで推定される。

【0152】尚、本明細書での詳細な説明は省略するが、求められた膝関節10や股関節8のモーメントの推定値は、例えば人間1の歩行を補助する装置(膝関節10や股関節8に補助トルクを付与可能な電動モータ等を含む装置)の制御に用いられる。

【0153】前述した演算処理装置16の処理により求められた床反力の推定値(詳しくは、該床反力の推定値の絶対値)の経時変化の様子を図15に実線で例示する。また、演算処理装置16の処理により求められた膝関節10及び股関節8のモーメントの推定値の経時変化の様子を図16に実線で例示する。ここで、図15及び図16は、人間1が平地をほぼ一定速度で歩行した場合の例示である。この場合、図15では、フォースメータ等を用いて床反力を実測した比較例(床反力の真値に相当するもの)が仮想線で併記されている。また、図16ではトルクメータ等を用いて膝関節10及び股関節8のモーメントを実測した比較例(膝関節10及び股関節8のモーメントの真値に相当するもの)が仮想線で併記されている。

【0154】図15を参照して明らかなように、本実施形態によれば精度のよい床反力の推定値が得られていることが判る。また、本実施形態ではこの床反力の推定値を用いることによって、図16に示されるように、膝関節10や股関節8のモーメントも比較的精度よく推定することができる。

【0155】以上のように、本実施形態によれば、脚体2に人間1の歩行の邪魔となったり、脚体2の運動に負担がかかるようなセンサを装着したりすることなく、股関節8や膝関節10に装着した角度センサ22、23や、胴体5に装備したジャイロセンサ14、19及び加速度センサ15、20、21というような比較的小型で軽量のセンサを用いて各脚体2に作用する床反力や、各脚体2の股関節8及び膝関節10に作用するモーメントをリアルタイムで容易に推定することができる。しかも、その推定を、移動速度V等によらずに比較的精度よく行うことができる。

【0156】尚、以上説明した実施形態では、前記脚体運動判断手段24の処理では、両脚支持状態の開始時からの経過時間が前記両脚支持期間の推定値に達したときに、両脚支持状態の終了及び単脚支持状態の開始を判断するようにしたが、例えば次のようにして、両脚支持状態の終了及び単脚支持状態の開始を判断するようにして

もよい。すなわち、両脚支持状態で人間1の後方側に存する脚体2(両脚支持状態の終了時に離床する脚体2)について前記床反力推定手段38により前記サイクルタイム毎に求められる床反力 $F_r$ の絶対値 $=\sqrt{(F_{rx})^2 + (F_{ry})^2}$ を逐次あらかじめ定めた所定の閾値(略「0」の正の値)と比較する。そして、その床反力 $F_r$ の絶対値が該閾値以下に低下した時(該絶対値が略「0」になった時)に、両脚支持状態の終了及び単脚支持状態の開始を判断する。このようにしても、その判断を的確に行うことができる。

【0157】また、前記実施形態では、本発明を人間1に適用した場合を例にとって説明したが、二足歩行移動体としての二足歩行ロボットにも本発明を適用することができる。ここで、二足歩行ロボットでは、腰部と胸部とが一体的な構造となっている場合があるが、この場合には、ジャイロセンサや前後方向の加速度センサを腰部及び胸部のいずれか一方だけに取り付けて、床反力や脚体の関節のモーメントを本実施形態と同様に推定するようにすることも可能である。また、二足歩行ロボットでは、股関節や膝関節の屈曲角度は、それらの関節のアクチュエータに対する制御装置の制御量により把握するようにすることも可能である。

【0158】また、前記実施形態では、脚体2の運動状態を判断するために、腰部上下加速度センサ21の検出データをそのまま用いたが、該検出データの代わりに、例えば前記基準加速度計測手段27により求められる絶対座標系Cfでの腰部3の加速度 $a$ の鉛直方向(Z軸方向)の成分の値を用いるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の床反力推定方法の基本的原理を説明するための図。

【図2】本発明の一実施形態における二足歩行移動体としての人間と該人間に装備する装置構成を模式化して示す図。

【図3】図2の装置に備える演算処理装置の機能を説明するためのブロック図。

【図4】図3の演算処理装置の処理に用いる剛体リンクモデルを示す図。

【図5】通常歩行時における床反力作用点ベクトルの進行方向成分と大腿部の傾斜角度との相関関係を示す線図。

【図6】通常歩行時における床反力作用点ベクトルの鉛直方向成分と大腿部の傾斜角度との相関関係を示す線図。

【図7】椅子座り時における床反力作用点ベクトルの進行方向成分と膝関節の屈曲角度との相関関係を示す線図。

【図8】椅子立ち上がり時における床反力作用点ベクトルの進行方向成分と膝関節の屈曲角度との相関関係を示す線図。

【図9】階段上り時における床反力作用点ベクトルの進行方向成分と大腿部の傾斜角度との相関関係を示す線図。

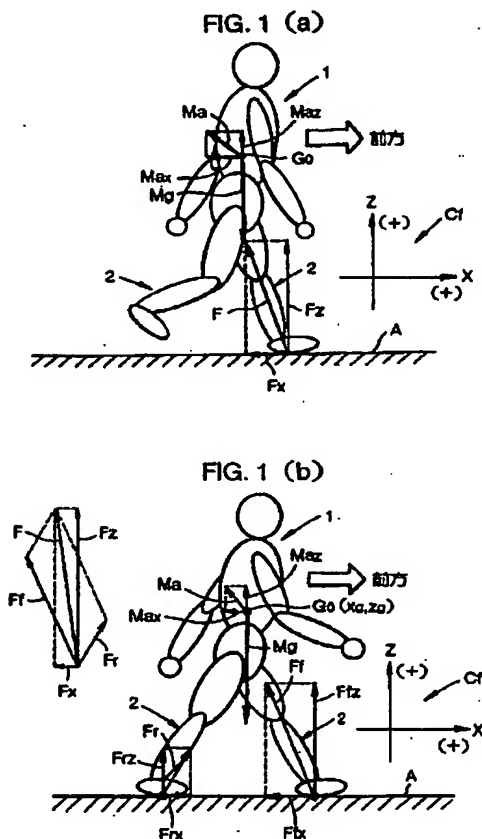
【図10】階段下り時における床反力作用点ベクトルの進行方向成分と大腿部の傾斜角度との相関関係を示す線図。

【図 11】図 3 の演算処理装置の処理を説明するための図。

【図 12】人間の移動速度と両脚支持期間との相関関係を示す線図。

【図13】(a)両脚支持時間と床反力の鉛直方向成分との関係を示す線図。(b)両脚支持時間と床反力の進\*

【図1】



＊行方向成分との関係を示す線図。

【図 14】図 3 の演算処理装置の処理を説明するための図。

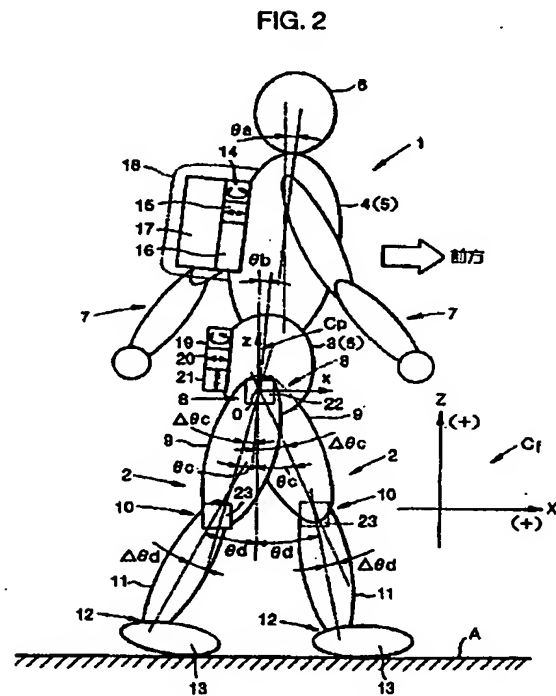
【図 15】本発明の実施形態により求められた床反力の推定値の経時変化の様子を例示するグラフ。

【図 16】本発明の実施形態により求められた膝関節及び股関節のモーメントの推定値の経時変化の様子を例示するグラフ。

【符号の説明】

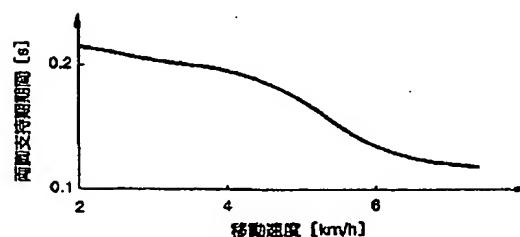
10 1…人間(二足歩行移動体)、2…脚体、3…腰部、4…胸部、5…胴体、8…股関節、9…大腿部、10…膝関節、11…下腿部、○…基準点。

【圖2】

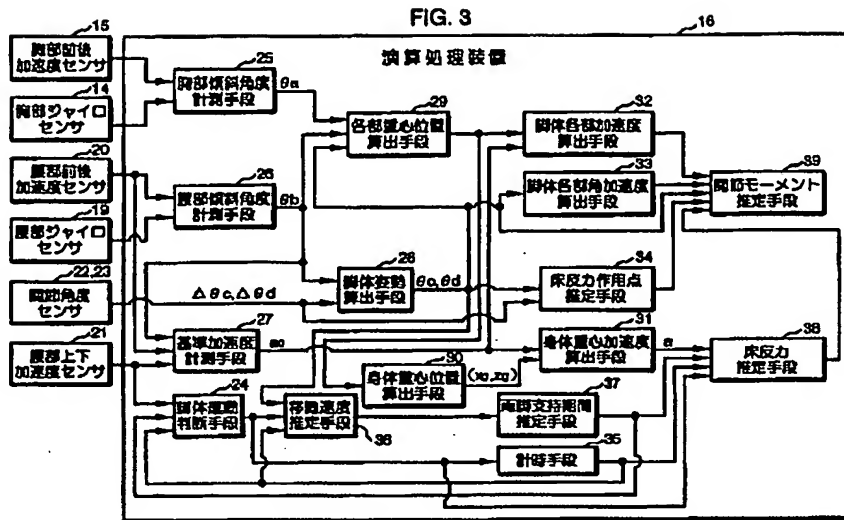


【图 12】

FIG. 12

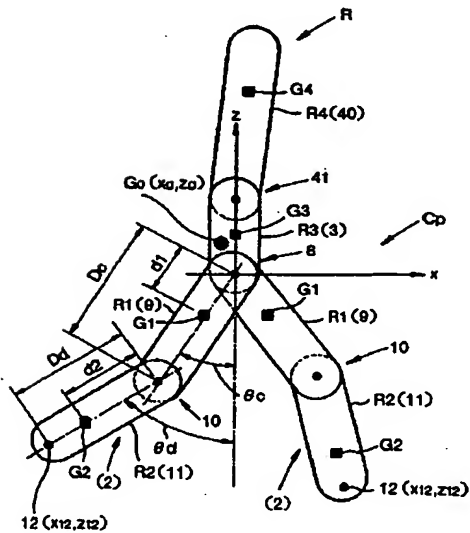


【図3】



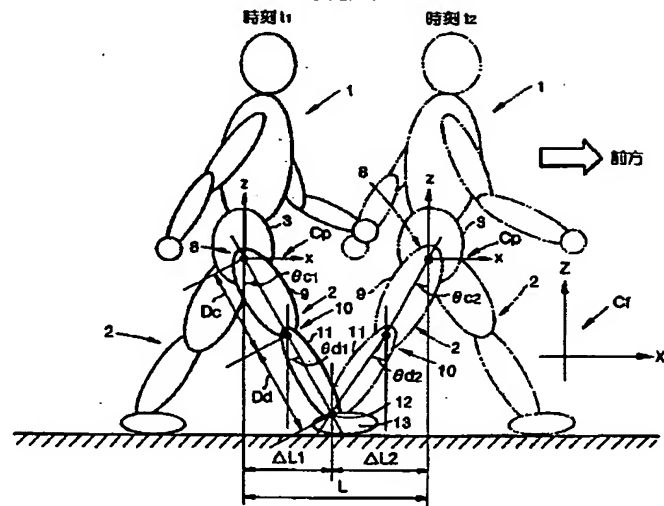
【図4】

FIG. 4



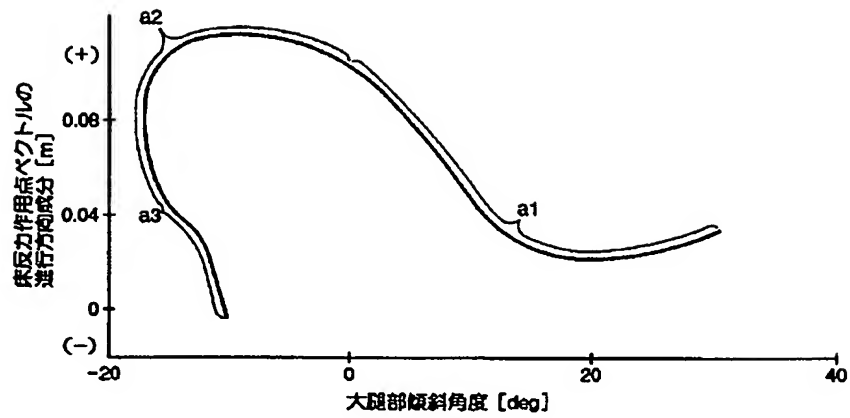
【図11】

FIG. 11



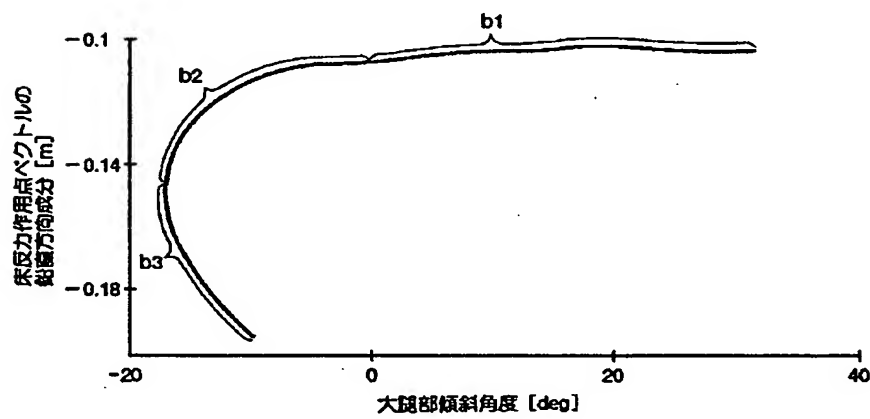
【図5】

FIG. 5



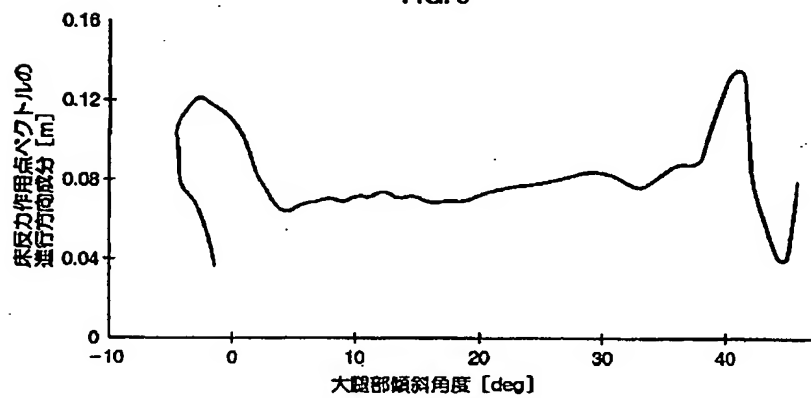
【図6】

FIG. 6



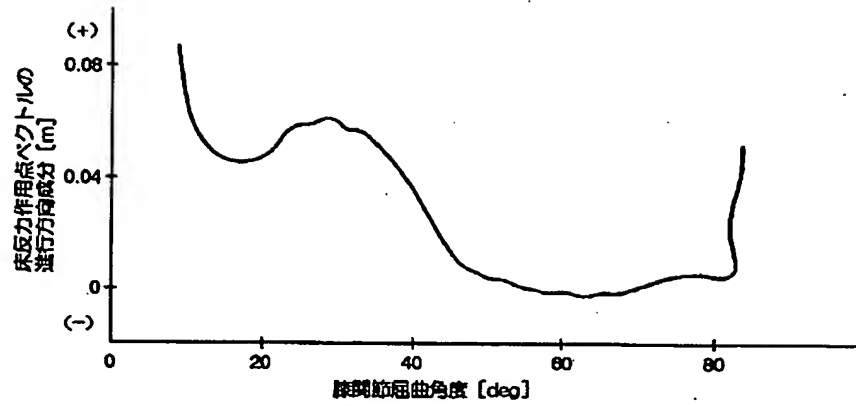
【図9】

FIG. 9



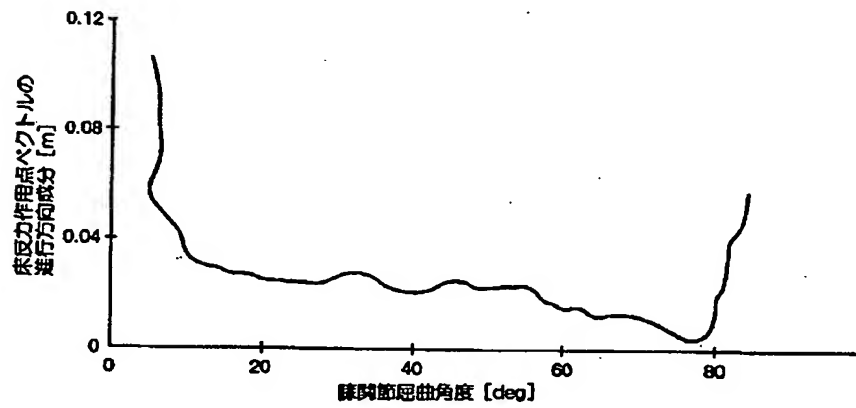
【図7】

FIG.7



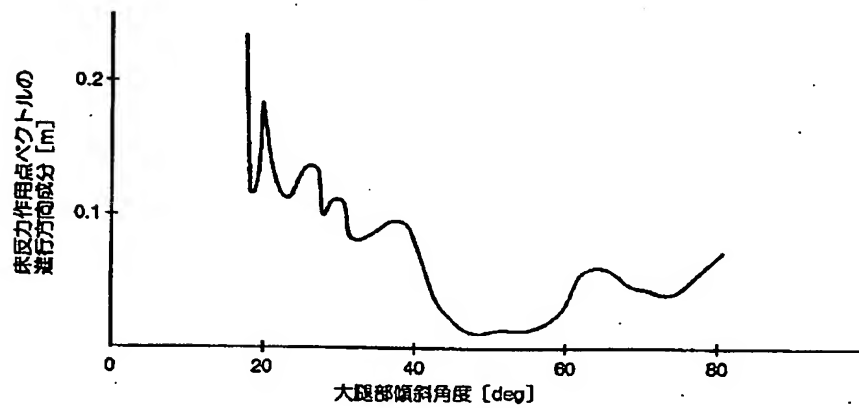
【図8】

FIG. 8



【図10】

FIG.10



【図13】

FIG. 13 (a)

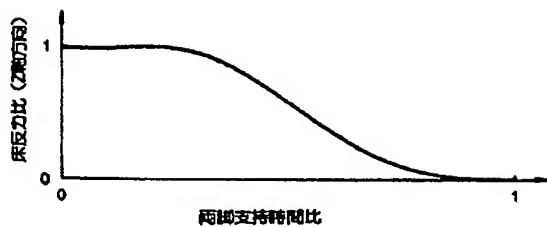
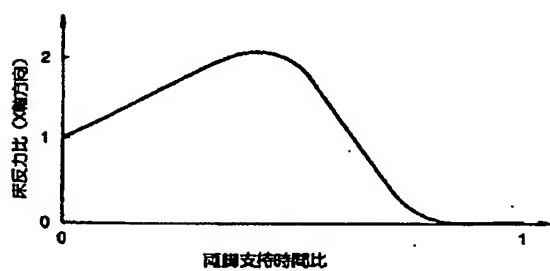
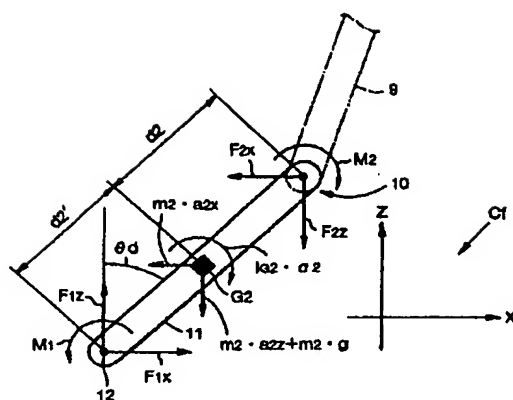


FIG. 13 (b)



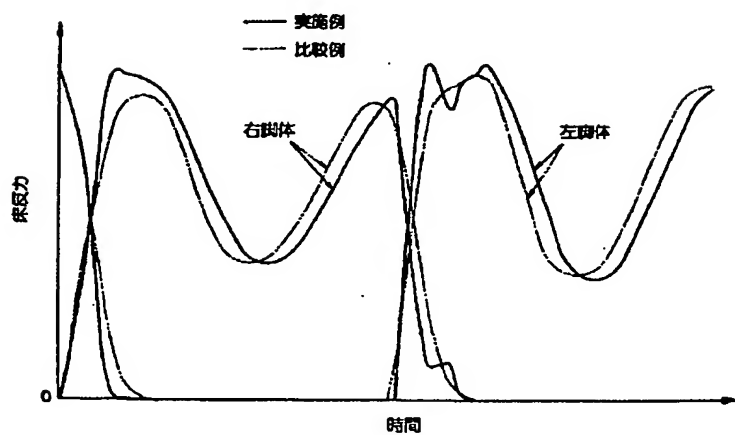
【図14】

FIG. 14



【図15】

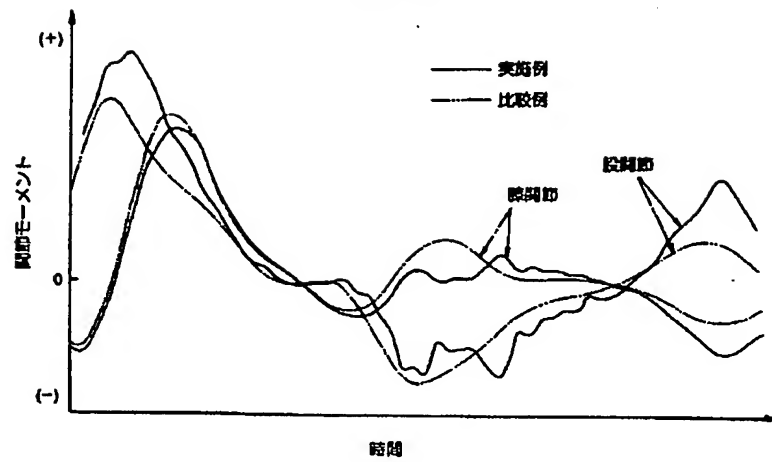
FIG. 15





【図16】

FIG. 16



---

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 久  
埼玉県和光市中央1丁目4番1号 株式会  
社本田技術研究所内

Fターム(参考) 3C007 CS08 KS21 KS23 KS24 KS33  
KX02 MT00 WA03 WA13  
SH301 AA01 AA10 BB14 CC04 CC07  
GG17